



Sérgio André Carrola Rocha

Licenciado em Ciências de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

**Utilização de sinais bioelétricos em
controladores modelados com redes de Petri
IOPT**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Orientador: Prof. Doutor Luís Filipe dos Santos Gomes,
Professor Associado, FCT-UNL

Júri

Presidente: Prof. Doutora Anikó Katalin Horváth da Costa
Arguente: Prof. Doutor Tiago Oliveira Machado de Figueiredo Cardoso
Vogal: Prof. Doutor Luís Filipe dos Santos Gomes



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2016

Utilização de sinais bioelétricos em controladores modelados com redes de Petri IOPT

Copyright © Sérgio André Carrola Rocha, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Este documento foi gerado utilizando o processador (pdf) \LaTeX , com base no template “unlthesis” [1] desenvolvido no Dep. Informática da FCT-NOVA [2]. [1] <https://github.com/joaomlourengo/unlthesis> [2] <http://www.di.fct.unl.pt>

Para a minha Família!

Agradecimentos

O trabalho desenvolvido ao longo desta dissertação assinala o fim de uma etapa importante na minha vida. Como tal quero agradecer a todos aqueles que de certa maneira ajudaram a alcançar este objetivo.

Em primeiro lugar, o meu agradecimento ao Professor Doutor Luís Gomes, orientador desta dissertação, pelo material disponibilizado, pelo apoio, disponibilidade e os conselhos dados tanto ao longo do estágio curricular que realizei como no desenvolvimento da dissertação.

À Professora Doutora Anikó Costa também por toda a ajuda dada no decorrer do estágio curricular.

Ao Doutor Rogério Campos Rebelo e ao Eng. Fernando Pereira que demonstram-se sempre disponíveis, apoiando-me na concretização deste projeto.

À coordenadora de curso Professora Helena Fino por toda atenção e conselhos que me deram forças para continuar.

Um muito obrigado a todos os professores, colegas e amigos da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, que contribuíram para o meu percurso universitário. Em especial aos meus amigos Jorge Folgado, Raul Guilherme, Fábio Lourenço, Yaniel Barbosa, Pedro Martins, Francisco Cardoso, David Fernandes, Carlos Gaspar, Nuno Alcaçarenho, Tiago Aguiar, Tiago Pereira, Celso Almeida, Diogo Sousa e Dilcarina Duarte.

Um agradecimento enorme à minha família. Foram e são eles o meu grande pilar, que acompanharam toda a minha vida, deram-me sempre forças nos momentos menos bons e fizeram todos os esforços possíveis para eu conseguir alcançar esta meta.

Resumo

As técnicas de captação dos sinais bioelétricos têm sido utilizadas ao longo dos anos no âmbito da medicina, na realização de análises e estudos sobre determinadas patologias que uma pessoa possa ter. De entre as mais usuais destacam-se a Eletroencefalografia (EEG), a Eletrocardiografia (ECG) e a Eletromiografia (EMG). A implementação destas técnicas em outras áreas tecnológicas é vista com bons olhos pela comunidade científica.

O objetivo desta dissertação consiste no desenvolvimento e na implementação de um sistema para uma “Interacção Humano-Sistema” (IHS) que permita estabelecer uma comunicação entre um utilizador e um determinado sistema de controlo. Em concreto, pretende-se captar os sinais bioelétricos provenientes dos músculos de uma pessoa recorrendo a técnica de eletromiografia e através deles conseguir controlar a navegação de um veleiro atuando nas ações da “vela” e do “leme”.

No desenvolvimento e implementação deste sistema recorre-se à utilização de uma *Shield EKG-EMG* da distribuidora Olimex, de forma a adquirir os sinais, à aplicação de “Modelos de Interpretação de Sinais” para realizar uma modelação dos sinais de interesse e ainda o uso de Redes de Petri (RdP) através dos ambientes de desenvolvimento “IOPT-Tools” e “IOPT-Flow” para a construção do controlador do veleiro.

Palavras-chave: Eletromiografia (EMG), Interacção Humano-Sistema (IHS), Veleiro, Redes de Petri (RdP), IOPT-Tools, IOPT-Flow.

Abstract

The techniques for acquisition of bioelectric signals have been used over the years in the medicine, for analysis and studies on certain diseases that a person can have. The most common are Electroencephalography (EEG), Electrocardiogram (ECG) and Electromyography (EMG). The implementation of these techniques in others technological areas is seen with good eyes by the scientific community.

The goal of this work is the development and implementation of a "Human-System Interaction" (IHS) that would establish a communication between a user and a control system. Specifically, it is intended to capture bioelectric signals from a person's muscles using electromyography technique and through them can control the action of the "sail" and "rudder" in the navigation of a sailboat.

In the development and implementation of this system we resort a Shield EKG-EMG from Olimex in order to acquire the signals, the application of "Signal Interpretation Models" to develop the model of interest signals and "Petri Nets" (PN) formalism through development environments "IOPT-Tools" and "IOPT Flow" for the construction of sailing controller.

Keywords: Electromyography (EMG), Human-System Interaction" (IHS), Sailboat, Petri Nets (RdP), IOPT-Tools, IOPT-Flow.

Índice

Lista de Figuras	xvii
Lista de Tabelas	xxi
Siglas	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Motivação	3
1.4 Estrutura do Documento	3
2 Aquisição de Sinais Bioelétricos	5
2.1 Sinais Bioelétricos	5
2.2 Elétrodo	6
2.3 Limitações na Aquisição	7
2.4 Técnica de Eletroencefalografia	7
2.4.1 O Cérebro e os Neurónios	7
2.4.2 Eletroencefalografia, Eletroencefalograma e Eletroencefalógrafo . .	8
2.4.3 Tipos de Elétrodo e seus Posicionamentos	8
2.4.4 Tipos de Sinais	9
2.5 Técnica de Eletrocardiografia	10
2.5.1 O Coração	10
2.5.2 Eletrocardiografia, Eletrocardiograma e Eletrocardiógrafo	10
2.5.3 Tipos de Elétrodo e seus Posicionamentos	10
2.5.4 Tipos de Sinais	11
2.6 Técnica de Eletromiografia	11
2.6.1 Os Músculos	11
2.6.2 Eletromiografia, Eletromiograma e Eletromiógrafo	12
2.6.3 Tipos de Elétrodo e seus Posicionamentos	12
2.6.4 Tipos de Sinais	13
2.7 Interação Humano-Sistema	13
2.8 Interface Cérebro-Computador	14

3	Fundamentos e Tecnologias	15
3.1	Formalismos de Modelação	15
3.1.1	Fluxogramas	16
3.1.2	Máquinas de Estado e Estadogramas	16
3.1.3	Redes de Petri	17
3.1.4	Redes de Petri Input-Output Place Transition (IOPT)	21
3.2	Desenvolvimento e Implementação de Interfaces	22
3.2.1	Arduino	22
3.2.2	Ambiente Baseado em Modelos	22
3.2.3	Arquitetura Baseada em Modelos	23
3.2.4	Processamento de Eventos Complexos	26
3.2.5	Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais	28
3.2.6	Ferramenta IOPT-Tools	33
3.2.7	Ferramenta IOPT-Flow	34
4	Projetos Relacionados	35
4.1	Holter	35
4.2	OpenEEG	35
4.3	Emotiv EPOC	36
4.4	Neurocam	37
4.5	Vernier SensorDAQ	38
4.6	Olimex SHIELD-EKG-EMG	39
4.7	EKG Mobile	40
4.8	e-Health	41
4.9	NecX	42
5	Aquisição e Processamento de Dados	43
5.1	Descrição da Solução Proposta	43
5.1.1	Interface de Utilizador	44
5.1.2	Sistema de Controlo	45
5.1.3	Sistema Controlado	46
5.1.4	Solução Completa	47
5.2	Arduino e Sheild-EKG-EMG	48
5.3	Comunicação entre Arduinos	49
5.4	Aquisição e Tratamento de Dados	50
6	Implementação da Solução Apresentada	53
6.1	Comparação de Eléttodos	53
6.1.1	Pegas (Clips)	53
6.1.2	Ventosas (Scups)	54
6.1.3	Elásticos (PA)	54
6.2	Aquisição de Movimentos	56

6.2.1	Movimento Fechar Mão	61
6.2.2	Movimento Força Mão	63
6.3	Definição das ações do Veleiro	65
6.4	Desenvolvimento e Implementação do modelo IHS	66
6.4.1	Modelação de Sinais	67
6.4.2	Controlador	72
6.4.3	Implementação do Utilizador e Sistema de Controlo	74
6.4.4	Implementação do Veleiro	76
6.4.5	Resultados e Discussão	78
7	Conclusões e Trabalho Futuro	81
7.1	Conclusão	81
7.2	Adversidades	82
7.3	Trabalho Futuro	83
	Bibliografia	85
A	Anexos	91
A.1	Especificações Sheild-EKG-EMG	91
A.2	Especificações Sheild APC220 Radio Communication	92
A.3	Especificações do Veleiro Naulantia 1M Racing Yacht	94

Lista de Figuras

1.1	Estrutura de funcionamento do IHS proposto.	2
2.1	Alguns tipos de Elérodos [45].	7
2.2	Posicionamento dos elérodos do padrão internacional 10-20 [42].	9
2.3	Exemplo do tipo de onda Eletrocardiografia (ECG) (Adaptado de [64]).	11
3.1	Exemplo de um Fluxograma.	16
3.2	Exemplo de um diagrama de estados.	17
3.3	Arquitetura com Redes de Petri (RdP) para a modelação e análise de sistemas (Adaptado de [28]).	18
3.4	Elementos da RdP. p1 e p2: Lugares; t: Transição.	19
3.5	Exemplo de uma RdP com marcas [28].	19
3.6	Alguns componentes necessários nas arquiteturas Model Based Environment (MBE) (Adaptado de [49]).	23
3.7	Arquitetura Model Driven Architecture (MDA) proposta pela Object Management Group (OMG) [49]	25
3.8	Interoperabilidade da arquitetura MDA usando pontes (Adaptado de [5]).	26
3.9	Diferenças no processo de um Pedido a uma Base de Dados e a uma Base de Eventos (Adaptado de [20]).	27
3.10	Exemplo do Pedido do conjunto de eventos $X=AB$ à Base de Eventos.	27
3.11	Estrutura do Modelo Global (Adaptado de [9]).	29
3.12	a) Estrutura gráfica de uma condição primitiva; b) Equação que representa a condição primitiva apresentada em “a”; c) Estrutura gráfica da negação de uma condição primitiva; d) Equação que representa a negação da condição primitiva apresentada em “b” (Adaptado de [9]).	30
3.13	a) Estrutura gráfica de um evento primitivo; b) Equação que representa o evento primitivo apresentado em “a”; c) Estrutura gráfica da negação de um evento primitivo; d) Equação que representa a negação do evento primitivo apresentado em “b”. (Adaptado de [9]).	31
3.14	Exemplo de duas macro-condições, ambas com duas composições diferentes de condições (Adaptado de [9]).	31
3.15	Exemplo de dois macro-eventos, ambos com duas composições diferentes de eventos (Adaptado de [9]).	32

3.16	Website da ferramenta IOPT-Tools desenvolvida pelo GRES	33
4.1	Produto <i>EPOC</i> da <i>EMOTIV</i> [22].	37
4.2	Produto <i>Neurocam</i> da <i>Neurowear</i> [44].	37
4.3	Produto <i>Vernier SendorDAQ</i> [40].	38
4.4	Placa <i>Shield-EKG-EMG</i> da <i>Olimex</i> [45].	39
4.5	Arquitetura do projeto <i>EKG Mobile</i> [64].	40
4.6	Placa <i>e-Health</i> [15].	41
4.7	<i>NecX</i> [11].	42
5.1	Proposta de solução do bloco de Interface de Utilizador.	44
5.2	Modelo do Sistema de Controlo proposto.	45
5.3	Veleiro <i>Naulantia 1M Racing Yacht</i> da <i>Thunder Tiger</i> [31].	46
5.4	Proposta de solução do bloco Hardware.	47
5.5	Solução Completa Proposta.	47
5.6	Implementação do conjunto <i>Shield-EKG-EMG</i> e <i>Arduino MEGA 2560</i>	48
5.7	Conjunto de <i>Shield APC220 Radio Communication</i> para estabelecer a comunicação [19].	49
5.8	Eléttodos usados para realizar a comparação. a) Pegas (Clip); b) Ventosas (Scup); c) Elásticos (PA) [45].	50
5.9	Configuração das ligações a realizadas nas Pegas e Ventosas. No braço oposto coloca-se o eléttrodo: a) RA; b) LA; c) RA; d) LA.	50
5.10	Configuração das ligações realizadas nos Elásticos. No braço oposto coloca-se o eléttrodo: a) R; b) L.	51
6.1	Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem gel e com gel) da ligação “LL-LA” com Pegas. Escala: [mV/nº amostra]	53
6.2	Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem e com Gel) da ligação “LL-LA” com Ventosas. Escala: [mV/nº amostra]	54
6.3	Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem Gel e com Gel) da ligação “D-L” com os Elásticos (PA). Escala: [mV/nº amostra]	55
6.4	Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem e com Gel) da ligação “D-R” com os Elásticos (PA). Escala: [mV/nº amostra]	55
6.5	Posição dos eléttodos para a aquisição dos movimentos com a configuração “DLR”.	56
6.6	Exemplo do sinal adquirido no movimento do dedo; a) polegar; b) anelar. Escala: [mV/nº amostra]	57
6.7	Diagrama de blocos criado para adquirir os sinais dos movimentos.	58
6.8	Visualização dos sinais dos movimentos fornecido pelo diagrama de blocos criado. Escala: [mV/nº amostra]	58

6.9	Gráficos da sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento; a) Rodar para a Direita Bruscamente; b) Rodar para a Esquerda Bruscamente; c) Fechar a Mão Bruscamente. Eléktodos colocados como apresentado na figura 6.5. Escalas: [mV/nº amostra]	60
6.10	Nova posição dos eléctrodos para a aquisição com a configuração “DLR”. . .	61
6.11	Sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento: a) “Fechar Mão Direita”; b) “Fechar Mão Esquerda”. (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]	61
6.12	a) Sobreposição da média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Fechar Mão Direita”; b) Sobreposição da derivada média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Fechar Mão Direita” (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]	62
6.13	Sobreposição das diferentes ferramentas de análise para o movimento: a) “Fechar Mão Direita” (amostra 1 do utilizador “F”); b) “Fechar Mão Esquerda” (Amostra 4 do utilizador “C”). Escala: [mV/nº amostra]	63
6.14	Sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento: a) “Força Mão Direita”; b) “Força Mão Esquerda”. (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]	63
6.15	Sobreposição da a) média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Força Mão Direita”; b) derivada média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Força Mão Direita” (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o nº das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]	64
6.16	Sobreposição das diferentes ferramentas de análise para o movimento de “Força da Mão Direita” (amostra 1 do utilizador “S”). Escala: [mV/nº amostra]	64
6.17	Desenvolvimento do módulo “Sistema de Controlo” na ferramenta “IOPT-Flow”.	67
6.18	Desenvolvimento do módulo “Modelação de Sinais”.	67
6.19	Interpretação do movimento “Fechar Mão”.	68
6.20	Desenvolvimento do módulo “Fechar Mão” na ferramenta “IOPT-Flow”. . .	69
6.21	Interpretação do movimento “Força Mão”.	69
6.22	Desenvolvimento e implementação do módulo “Força Mão” na ferramenta “IOPT-Flow”.	70
6.23	Interpretação do movimento “Fechar Ambas”.	71
6.24	Desenvolvimento do módulo “Fechar Ambas” na ferramenta “IOPT-Flow”. .	71
6.25	Desenvolvimento do módulo “Controlador” na ferramenta “IOPT-Tools”. . .	72
6.26	Desenvolvimento do módulo “Controlador” na ferramenta “IOPT-Flow”. . .	73
6.27	Implementação de “Utilizador” e “Sistema de Controlo”.	75

6.28	Implementação no “Veleiro”.	76
6.29	Fluxo de funcionamento do código desenvolvido: a) "Utilizador-SC.ino"; b) "Veleiro.ino".	77
6.30	Implementação Completa.	78
6.31	a) Fechar a mão direita para Rodar o Leme para estibordo; b) Fechar a mão esquerda para Rodar o Leme para bombordo; c) Fechar com força a mão direita para Caçar a Vela; d) Força com força a mão esquerda para Folgar a Vela; e) Fechar ambas as mãos para realizar uma Mudança de Bordo.	79
A.1	Top View da <i>Sheild-EKG-EMG</i> [45].	91
A.2	Especificações de ligação da <i>Sheild APC220 Radio Communication</i> com o PC [19].	93
A.3	Especificações de ligação da <i>Sheild APC220 Radio Communication</i> com o <i>Arduino</i> [19].	93
A.4	Especificações da ferramenta <i>RF-Magic</i> que serve de recurso para configurar a <i>Sheild APC220 Radio Comunication</i> [19].	94
A.5	Componentes do veleiro <i>Naulantia 1M Racing Yacht</i> [31].	94

Lista de Tabelas

2.1	Técnica usada e órgão do corpo que emite o sinal	6
2.2	Tipo de Onda e a sua respetiva gama de frequências [43] [12].	10
3.1	Algumas classes de RdP, classificadas quanto às suas dependências em relação às características e quanto ao tipo de marcas (Adaptado de [29]).	21
6.1	Comparação entre os elétrodos.	56
6.2	Correspondência entre os Movimentos e as Ações do Veleiro.	66
A.1	Especificações da <i>Sheild-EKG-EMG</i> [45].	92
A.2	Especificações de ligação da <i>Sheild-EKG-EMG</i> [45].	92
A.3	Especificações da <i>Sheild APC220 Radio Communication</i> [19].	92
A.4	Especificações do veleiro <i>Naulantia 1M Racing Yacht</i> [31].	95

Siglas

BCI Brain-Computer Interface.

CCM CORBA Component Model.

CEP Complex Event Processing.

CIM Computation Independent Model.

CWM Common Warehouse Metamodel.

ECG Eletrocardiografia.

EDOC Distributed Object Computing.

EEG Eletroencefalografia.

EMG Eletromiografia.

EOG Eletro-oculografia.

GIF Graphics Interchange Format.

HCI Human-Computer Interaction.

HSI Human-System Interaction.

ICC Interface Cérebro-Computador.

IHC Interação Homem-Computador.

IHS Interação Humano-Sistema.

IOPT Input-Output Place Transition.

MBE Model Based Environment.

MDA Model Driven Architecture.

MOF Meta Object Facility.

OMG Object Management Group.

PA Potenciais de Ação.

PIM Platform Independent Model.

PN Petri Nets.

PSM Platform Specific Models.

RdP Redes de Petri.

SAM Signal Affectation Model.

SDLC System Development Life Cycle.

SIM Signal Interpretation Model.

UML Unified Modeling Language.

XML eXtensible Markup Language.

Introdução

1.1 Contextualização

A aquisição de sinais elétricos corporais é, atualmente, um conceito extremamente importante, pois permite adquirir informação detalhada com o intuito de ajudar na elaboração de possíveis patologias que uma pessoa possa ter. São muito comuns nos exames de rotina, que de tempos a tempos somos sujeitos.

Os aparelhos que são utilizados nesses exames têm de ser certificados em relação a várias normas, são infelizmente muito caros e na maioria dos casos só estão ao alcance de um centro de saúde, clínica ou hospital.

Nos últimos anos têm surgido, no âmbito *open-source*, tanto placas a preços acessíveis como desenvolvimento de software que está ao alcance de todos, profissionais ou meros curiosos, o que potencializa diversos projetos e uma partilha de conhecimentos destas áreas, mais alargada e elaborada. O *OpenEEG* é um desses projetos e que tem ganho vários seguidores nos últimos anos [47].

O desenvolvimento de projetos a serem implementados em, por exemplo, pessoas com certas dificuldades motoras, é um enorme passo na tecnologia, dado que proporciona a estas pessoas uma melhor integração na sociedade e por conseguinte uma melhor qualidade de vida. Um bom exemplo são os projetos desenvolvidos na área das próteses humanas e das tecnologias usadas, que permitem estabelecer uma boa comunicação entre a prótese e o órgão [33].

Conseguir controlar dispositivos com simples movimentos gestuais é também uma

potencialidade muito atrativa da aquisição de sinais corporais em que se fundamenta o conceito *hands off*. Um projeto nesta área é o *SideSwipe*, desenvolvido por investigadores universitários e que permite controlar um *smartphone*, sem tocar no ecrã e apenas com gestos [21].

Outra vertente são implementações em outras áreas como é o caso do *Neurogaming*. Um bom exemplo é o conseguir contextualizar e atualizar a história de um determinado jogo em tempo real com base, no nível de ansiedade ou ritmo cardíaco do utilizador.

Atualmente várias companhias de engenharia neuronal têm introduzido no mercado diversas tecnologias com *kits* de desenvolvimento de software, como é o caso da *Emotiv*, e com o objetivo de fornecer uma maior facilidade na implementação de novos e interessantes sistemas de comunicação entre o cérebro e o ambiente externo, ou seja, uma Interface Cérebro-Máquina [7].

1.2 Objetivos

O objetivo desta dissertação foca-se na elaboração de um sistema que seja capaz de estabelecer uma ligação entre sinais elétricos corporais, provenientes dos músculos de uma pessoa, com o intuito final de controlar a navegação de um veleiro.

Este sistema que se propõe é denominado por uma “Interação Humano-Sistema” (IHS) e a estrutura do seu funcionamento está esquematizada na figura 1.1.



Figura 1.1: Estrutura de funcionamento do IHS proposto.

Como se pode observar na figura 1.1, o IHS proposto é composto por um conjunto de três entidades que vão ser a solução para o problema apresentado. Essas entidades são o Utilizador, o Sistema de Controlo e Sistema Controlado (Veleiro).

O Utilizador comunica com o Sistema e realiza movimentos para se conseguir enviar os sinais bioelétricos provenientes dos movimentos dos seus músculos. Esses sinais serão adquiridos pelo Sistema que vai ter que os conseguir interpretar, de forma a selecionar os que são de interesse, processá-los e enviar as respetivas ordens de controlo para o Veleiro. O Veleiro tem de estar em comunicação com o Sistema. Fica à espera das ordens que lhe são enviadas e executa-as.

De referir que este Veleiro foi a solução proposta nesta dissertação embora possa ser aplicada genericamente em outros *Hardware* como por exemplo um robô ou um carro.

1.3 Motivação

A escolha e realização desta dissertação teve como principal motivo um estágio realizado durante o curso e que foi também orientado pelo professor Luís Gomes e pela professora Anikó Costa. Esse estágio foi uma atividade no âmbito do “Programa de Introdução à Investigação Científica em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores”. A atividade foi realizada em conjunto com o restante grupo de trabalho e em parceria com a APCAS (Associação de Paralisia Cerebral Almada Seixal), de um projeto denominado “Adaptação de Brinquedos”.

Durante o estágio realizou-se uma visita de estudo às instalações da associação onde se visionou algumas das atividades que desenvolvem e as problemáticas destas pessoas. Quando finalizei o estágio fiquei com a vontade de desenvolver um outro projeto que pudesse ser enquadrado e implementado em pessoas com este ou outros problemas idênticos. O tema desta dissertação enquadrava-se nesta motivação e ainda me abriu portas a implementação de outras ideias e conhecimentos.

1.4 Estrutura do Documento

Esta Dissertação é composta por sete capítulos. No capítulo 2 teve-se o intuito de introduzir a temática da Aquisição de Sinais Bioelétricos e algumas das técnicas mais usadas. As técnicas estudadas são a Eletroencefalografia (2.4), a Eletrocardiografia (2.5), e a Eletromiografia (2.6). É ainda introduzido os conceitos de Interação Humano-Sistema (2.7) e de Interface Cérebro-Computador (2.8).

O capítulo 3 aborda alguns dos Formalismos de Modelação (3.1) existentes no mercado entre os quais as Redes de Petri (3.1.3). Aborda também tecnologias existentes para o Desenvolvimento e a Implementação de Interfaces (3.2) de onde se destacam os Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais (3.2.5) e as Ferramentas IOPT-Tools (3.2.6)

e IOPT-Flow (3.2.7).

Os Projetos Relacionados com a temática desta dissertação estão presentes no capítulo 4. Com esta pesquisa foi possível realizar um levantamento das soluções existentes no mercado. Através deste levantamento foi possível retirar ideias para fundamentar a solução proposta a ser apresentada.

No capítulo 5 aborda-se a Descrição da Solução Apresentada para a dissertação e ainda a metodologia a ser utilizada na implementação desta solução.

O capítulo 6 é inteiramente dedicado a Implementação da Solução Proposta no capítulo 5 onde são expostos os resultados dos dados adquiridos e os resultados de validação desta solução.

No 7º e último capítulo apresentam-se as conclusões do trabalho realizado e ainda uma proposta do trabalho futuro para a continuação da mesma.

Aquisição de Sinais Bioelétricos

Neste capítulo pretende-se apresentar a Aquisição dos Sinais Bioelétricos, aprofundando o conceito de Sinal Bioelétrico, os tipos de Eléttodos existentes atualmente no mercado, as técnicas utilizadas na aquisição dos sinais e os seus procedimentos, e os conceitos de Interface e Interação entre o ser humano e a máquina.

Para se ter um modo de vida saudável o organismo do ser humano necessita de ter e estabelecer um certo equilíbrio. Através desse equilíbrio, os sistemas do organismo conseguem interagir e cada um deles consegue otimizar as suas funções corretamente. Um dos grandes responsáveis no equilíbrio do organismo do Homem é o seu Sistema Nervoso que gere esse mesmo equilíbrio ao enviar a cada órgão do corpo, através de um sinal bioelétrico, a ordem certa para uma determinada ação.

A observação de sinais elétricos provenientes do sistema nervoso do Homem provém desde o ano de 1848 quando Duboi Reymond descreveu a presença de sinais elétricos como marcador de um impulso nervoso periférico [24].

2.1 Sinais Bioelétricos

A aquisição de sinais bioelétricos é uma das práticas e metodologias de maior importância porque permite ao Homem entender matematicamente como funcionam os seus sistemas biológicos.

Os sinais bioelétricos gerados provém de uma diferença de potencial que ocorre ao longo das membranas da célula nervosa inicial até a célula nervosa destino. Estes sinais

bioelétricos são gerados apenas pelas células nervosas e musculares e possibilitam adquirir informações importantes, de modo a analisar o comportamento de certos órgãos vitais. Existem vários tipos de sinais bioelétricos e cada um corresponde a um determinado órgão do corpo humano. As técnicas de aquisição mais usuais deste tipo de sinais são o Eletrocardiograma, o Eletroencefalograma, o Eletro-oculograma e o Eletromiograma. Na tabela 2.1 está representado o órgão que emite o sinal e a referente técnica usada para o captar.

Tabela 2.1: Técnica usada e órgão do corpo que emite o sinal

Técnica	Local
Eletrocardiograma	Coração
Eletroencefalograma	Cabeça
Eletromiograma	Músculo
Eletro-oculograma	Olhos

Para adquirir os sinais bioelétricos são necessários elétrodos, específicos para cada técnica, e um amplificador. O uso de um amplificador é muito importante pois uma das características dos sinais bioelétricos são as suas baixas frequências e amplitudes [1].

2.2 Elétrodos

Os elétrodos são dispositivos que permitem a entrada e saída de corrente elétrica. Estes dispositivos servem para otimizar a condução do sinal, entre a pele da pessoa e o sistema de aquisição, e ainda facilitar no registo da atividade elétrica exercida no músculo [41].

São construídos a base de cloreto de prata (Ag/AgCl) e na maior parte dos casos são descartáveis por motivos de higiene. O seu uso, no âmbito da aquisição dos sinais bioelétricos, deve-se ao facto de possuírem boas propriedades no que toca a redução de ruído e a estabilidade [32].

Entre a pele da pessoa e o eléctrodo utiliza-se, normalmente, um gel. Este gel torna-se num material condutor que permite melhorar a aquisição e filtragem do ruído que se adiciona ao sinal [18].

Existem diferentes tipos de elétrodos e cada um deles é apropriado para uma determinada área de estudo ou para uma função específica. Tipicamente, os mais utilizados são os elétrodos não-invasivos da figura 2.1, também conhecidos por elétrodos de superfície. Este tipo de elétrodos estão apenas em contacto com a pele e não causam qualquer tipo de dor à pessoa [18].



Figura 2.1: Alguns tipos de Eléttodos [45].

2.3 Limitações na Aquisição

Na aquisição de sinais bioelétricos é necessário otimizar da melhor forma a técnica a ser usada. Um dos grandes desafios que existe, como em qualquer tipo de aquisição de sinal, é conseguir adquirir o sinal pretendido sem qualquer tipo de interferência.

Numa atividade elétrica o processo de registo vai ser afetado por ruído, as tais interferências, e que pode ser gerado pelos componentes eletrónicos, por radiação eletromagnética do meio, pelo material dos eléttodos usados e até mesmo pelo amplificador que recebe o sinal [62].

Dado que o material de construção dos eléttodos gera ruído, que não pode ser totalmente eliminado, temos de tentar minimizá-lo. Uma solução é realizar-se uma limpeza aos eléttodos. A utilização do gel condutor, além de melhorar na aquisição do sinal, também irá reduzir um pouco o ruído. O amplificador do sinal também produz ruído que não pode ser totalmente eliminado. A causa do ruído nos amplificadores tem a ver com o tipo de material de que são construídos os semicondutores nomeadamente com a agitação térmica [18] [62].

2.4 Técnica de Eletroencefalografia

2.4.1 O Cérebro e os Neurónios

O cérebro é o grande responsável pelo equilíbrio do organismo humano. É proveniente dele que são enviados, controladamente e de forma organizada, os sinais bioelétricos com as ordens certas para todos os órgãos do corpo. A sua importância para a sobrevivência do Homem é de tal forma grande que hoje em dia sabe-se que cada região do

cérebro é responsável por uma determinada função do corpo [42].

Os neurónios são as unidades funcionais do cérebro e todo o sistema nervoso. Através deles são enviadas informações para outro neurónio ou mesmo para o órgão destino. Os sinais bioelétricos provenientes do cérebro são gerados através das ativações dos neurónios.

A estas ativações dá-se o nome de Potenciais de Ação (PA) e dependem das interações entre os neurónios. O PA gerado por um único neurónio quase não é detetado, enquanto que um PA gerado por um conjunto de neurónios gera uma amplitude suficiente para ser detetado num estudo de eletroencefalografia [56].

2.4.2 Eletroencefalografia, Eletroencefalograma e Eletroencefalógrafo

A Eletroencefalografia (EEG) é umas das técnicas que permite adquirir informação proveniente do cérebro humano. Essa informação é proveniente da recolha dos sinais bioelétricos originados pelas diferenças de potencial, resultante da atividade neuronal, ou seja, os sinais bioelétricos do encéfalo.

Com o uso desta técnica consegue-se realizar um estudo, denominado Eletroencefalograma, que regista a atividade elétrica produzida pelo comportamento dos neurónios. Existem outras técnicas para medir as funções cerebrais, mas o uso da técnica EEG é, normalmente, a mais utilizada devido ao seu baixo custo e a ser um método não-invasivo, sem qualquer tipo de dor. Sendo assim possibilita a não existência de qualquer tipo de risco num uso frequente e por um longo período de tempo [39].

Para a aquisição dos sinais utiliza-se o eletroencefalógrafo. Este aparelho de aquisição de sinal tem como função captar o sinal e ao mesmo tempo realizar um registo da diferença de potencial ocorrida em uma determinada zona, área de análise, do encéfalo. Após adquirido e registado, o sinal ficará pronto para ser analisado através de um método de processamento e interpretação do mesmo.

2.4.3 Tipos de Eléttodos e seus Posicionamentos

No uso desta técnica podem-se utilizar diversos tipos de eléctrodos, onde cada um deles é apropriado para utilizar numa certa zona e para adquirir uma informação específica. Podem-se classificar os eléctrodos em três tipos; os Eléttodos Superficiais (de escalpe), os Eléttodos Especiais (aplicados na base do crânio) e os Eléttodos de Profundidade (neuro-cirúrgicos) [39].

O local onde se deve colocar os eléctrodos para realizar um teste depende do tipo de estudo a ser realizado. Dado que cada região do encéfalo fornece um tipo de informação

diferente, antes de realizar o teste tem de posicionar-se os eléttodos na zona em que se pretende analisar em pormenor. De forma a padronizar foi criado o sistema internacional 10-20 da figura 4.7, sugerido em 1958, que apresenta o correto posicionamento dos eléttodos e que garante um estudo de EEG com melhor qualidade [24].

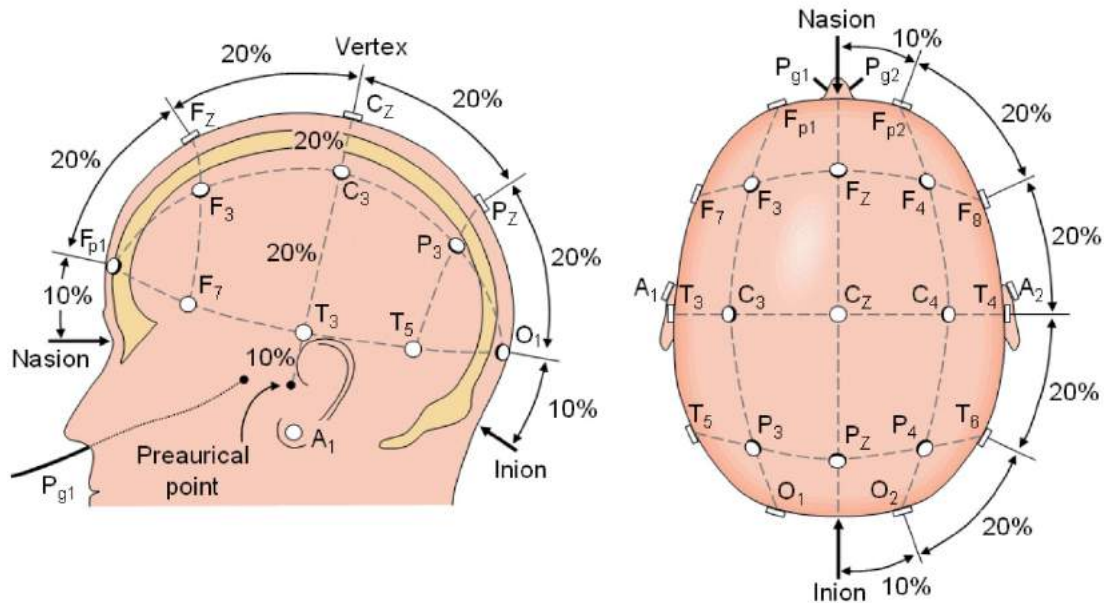


Figura 2.2: Posicionamento dos eléttodos do padrão internacional 10-20 [42].

2.4.4 Tipos de Sinais

As ondas cerebrais que são adquiridas através de um eletroencefalograma podem variar em termos de amplitude, frequência e também dos locais do escalpe onde foram posicionados os eléttodos.

De forma a facilitar, pode-se classificar as ondas cerebrais de acordo com a sua frequência. Num registo preciso é necessário cruzar a informação adquirida com a gama de frequências, com a idade da pessoa, o seu estado no momento do teste (acordado, sonolência) e com a área de contacto cerebral onde foi produzida a onda.

Os valores da gama de frequências das ondas cerebrais estão normalmente entre 0.5Hz e 500Hz, mas para uma análise mais precisa apenas será necessário ter em atenção quatro tipos de ondas cerebrais, em que cada uma possui sinais provenientes de diferentes áreas do cérebro. Na tabela 2.2 está apresentado o tipo de onda e a gama de frequências a que corresponde [43] [12].

Tabela 2.2: Tipo de Onda e a sua respetiva gama de frequências [43] [12].

Tipo de Onda	Gama de Frequências
Alpha	8Hz e 12Hz
Beta	13Hz a 30Hz
Teta	4Hz e 7Hz
Delta	1Hz a 3Hz

2.5 Técnica de Eletrocardiografia

2.5.1 O Coração

O coração é um órgão muscular que tem a função de bombear o sangue através dos vasos sanguíneos e que alimentam as células do corpo humano com oxigénio. Caso exista uma falha neste processo pode causar uma fatalidade. Sem oxigénio as células podem morrer e assim deixam de cumprir as suas funções o que resulta na incapacidade de manter o metabolismo.

2.5.2 Eletrocardiografia, Eletrocardiograma e Eletrocardiógrafo

A Eletrocardiografia (ECG) é umas das técnicas que permite adquirir informação proveniente do coração de uma pessoa. Essa informação é proveniente da recolha dos sinais bioelétricos originados pelas diferenças de potencial, resultante da atividade cardíaca. Com o uso desta técnica consegue-se realizar um estudo, denominado por Eletrocardiograma e que regista a atividade elétrica produzida pelo comportamento do coração.

A aplicação desta técnica na medicina é muito importante porque permite analisar a saúde cardiovascular da pessoa. Numa análise profunda é possível detetar alterações cardiovasculares tais como arritmias e enfartes [36]

A aquisição de sinais ECG é possível ao utilizar o eletrocardiógrafo que é um aparelho que tem a função captar o sinal e ao mesmo tempo realizar um registo da diferença de potencial produzida pelo batimento do coração. Após adquirido e registado, o sinal ECG ficará pronto para ser analisado através de um método de processamento e interpretação do mesmo.

2.5.3 Tipos de Eléttodos e seus Posicionamentos

Na técnica recorrente a um teste ECG pode-se utilizar uma variedade de eléctrodos. Os eléctrodos mais comuns são os eléctrodos de ventosa (scups), os eléctrodos de pegas (clips), os eléctrodos de elásticos ou os de adesivos.

Para adquirir o sinal bioelétrico produzido pelo coração pode-se colocar os eletrodos em áreas específicas. Para uma análise simples podem-se colocar três eletrodos; um em cada braço e outro a servir como referência normalmente num tornozelo. Para se obter uma análise melhor e mais detalhada pode-se incluir mais eletrodos.

2.5.4 Tipos de Sinais

O sinal bioelétrico fornecido pelo coração fornece informação referente ao ritmo cardíaco da pessoa. Esse sinal é uma onda periódica composta por certos picos de amplitude. Na figura 2.3 está apresentado um exemplo de sinal ECG:

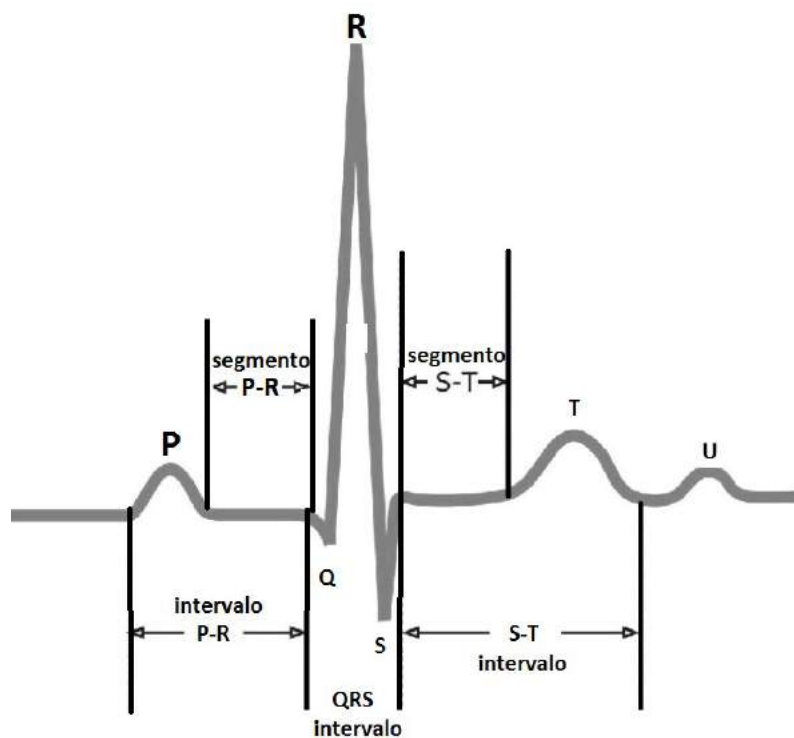


Figura 2.3: Exemplo do tipo de onda ECG (Adaptado de [64]).

Este sinal apresenta as características normais fornecidas por um teste ECG onde acontecem diferentes tipos de onda (P, Q, R, S e T). Cada pico fornece informação referente a uma problemática e um sinal diferente do normal pode indicar um funcionamento incorreto do coração [36] [35].

2.6 Técnica de Eletromiografia

2.6.1 Os Músculos

Os Músculos são constituídos por tecidos musculares e são os principais responsáveis pelos movimentos voluntários ou involuntários. O corpo humano possui aproximadamente 639 músculos [16], entre os quais o coração. Funcionam através de contrações

e extensões das fibras musculares, que são geradas através de sinais bioelétricos e que originam uma diferença de potencial, denominado potencial de ação PA [2]

2.6.2 Eletromiografia, Eletromiograma e Eletromiógrafo

A Eletromiografia (EMG) é umas das técnicas que permite adquirir informação do corpo humano proveniente de sinais bioelétricos produzidos pelos músculos. Com o uso desta técnica consegue-se realizar um estudo, denominado Eletromiograma que regista a diferença de potencial que ocorrem nos músculos.

Realizando uma análise profunda do estudo EMG consegue-se determinar e identificar as alterações neuromusculares, que acontecem devido às fibras musculares ou nervosas. Os diferentes movimentos que ocorrem podem sofrer alterações em termos de forma, amplitude, ou duração. Uma unidade motora é composta por um conjunto de fibras musculares que quando ativa origina uma forma de onda com uma determinada frequência, amplitude, e correspondente intervalo [57].

Para a aquisição dos sinais é necessário um aparelho de instrumentação e de aquisição de dados que realize a conversão de sinal analógico para sinal digital. Esse aparelho é o eletromiógrafo que tem como função captar o sinal e ao mesmo tempo realizar um registo da diferença de potencial ocorrida em uma determinada área de análise [41].

Uma vez adquirido e registado o sinal, será necessário utilizar um método de processamento e interpretação do mesmo. O mais usual é analisar através do domínio do tempo ou através do domínio da frequência, dado que tanto a frequência como a amplitude são duas das características mais usadas na análise de sinais [13].

2.6.3 Tipos de Eléttodos e seus Posicionamentos

Pode-se utilizar diversos tipos de eléctrodos onde cada um deles é apropriado para utilizar num certo músculo ou para adquirir uma informação específica. Pode-se classificar os eléctrodos em dois grupos; os Eléttodos de Superfície, não-invasivos, e os Eléttodos de Estimulação, invasivos [18].

A área de colocação dos eléctrodos num teste EMG vai depender do tipo de estudo a ser realizado. Para adquirir um sinal pode-se usar uma combinação de mais que um eléctrodo, o que permite obter um estudo mais preciso. As combinações que se podem realizar são monopolares, bipolares e multipolares. As monopolares são geralmente usadas para realizar um estudo simples, como é o caso de um músculo pequeno, enquanto que a combinação de eléctrodos bipolares e multipolares é mais utilizada em estudos em que se envolve um movimento voluntário dos músculos [59].

De referenciar que as entidades SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment and Kinesiology*) e ISEK (*International Society of Electrophysiology of Muscles*) vêm estabelecendo ao longo da história, normas e recomendações para uma boa utilização e implementação dos elétrodos. Algumas dessas normas e padrões são, por exemplo, quanto ao tamanho, configuração, forma e distância entre elétrodos [32].

2.6.4 Tipos de Sinais

As contrações musculares são um processo fisiológico controlado pelo cérebro como resposta a um estímulo nervoso e podem ser intencionais ou não-intencionais. Quando ocorre uma contração muscular, esse determinado músculo vai esticar ou contrair originando uma força motora. As contrações musculares podem-se classificar em dois grupos: Contrações Isotônicas (Concêntricas ou Excêntricas) e Contrações Isométricas.

Isotônicas - Contrações em que as fibras musculares além de se contrair também modificam a sua longitude.

1. Concêntricas - Ocorrem quando um músculo realiza uma força suficiente, contrai, para suportar uma determinada resistência.
2. Excêntrica – Ocorrem quando um músculo realiza uma força menor, estica, para suportar uma determinada resistência.

Isométricas - Ao contrário das contrações isotônicas, nas isométricas o músculo permanece fixo, sem contrair ou esticar, mas a realizar força, por exemplo o agarrar alguma coisa [2].

2.7 Interação Humano-Sistema

A Interação Humano-Sistema (IHS) - em inglês, Human-System Interaction (HSI) - é uma das áreas de estudo que mais tem crescido com o passar dos anos. A grande evolução e as constantes investigações nesta área são de tamanha importância, visto que permitem estabelecer uma comunicação entre o Humano e um determinado Sistema. Anualmente realizam-se conferências em várias cidades do mundo com o intuito de apresentar à comunidade científica, e ao público em geral, estudos e projetos realizados no âmbito da IHS.

Nos dias de hoje, uma Interação Homem-Computador (IHC) - em inglês, Human-Computer Interaction (HCI) - ultrapassa o simples objetivo de apenas fornecer uma interface de controlo ao utilizador. O mesmo se aplica a uma IHS, onde tal facto se deve ao forte crescimento dos sistemas, tanto em complexidade como em diversidade.

Ambas, IHS e IHC, têm que ter a capacidade de permitir ao utilizador conseguir aceder a um sistema em qualquer lugar e ainda fornecer assistência durante a realização de uma determinada tarefa [58] [17].

2.8 Interface Cérebro-Computador

As Interface Cérebro-Computador (ICC) - em inglês, Brain-Computer Interface (BCI) - são tecnologias que têm sido desenvolvidas nas últimas décadas com o intuito de conseguirem introduzir informação nas máquinas, que não sejam provenientes das vias motoras de uma pessoa. São um enorme avanço na ciência pois podem ser aplicadas em pessoas com deficiências motoras, que não possuam um determinado membro, mas em que a sua mente funciona corretamente.

Desta forma, são uma técnica não-invasiva que permite ao utilizador conseguir comunicar com o mundo exterior, ou com um determinado sistema, uma vez que uma ICC tem como base a análise da atividade cerebral, através de técnicas EEG, e que pode ser independente da atividade nervosa dos músculos [65].

Fundamentos e Tecnologias

Este capítulo tem o intuito de apresentar um conjunto de fundamentos e tecnologias que suportem a elaboração desta dissertação. Apresentam-se alguns Formalismos de Modelação como os Fluxogramas, as Máquinas de Estado, os Estadogramas e as Redes de Petri. Como Ambientes de ajuda ao Desenvolvimento e a Implementação de Interfaces apresentam-se o Ambiente e a Arquitetura Baseada em Modelos, o Processamento de Eventos Complexos, os Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais e ainda as ferramentas IOPT-Tools e IOPT-Flow.

3.1 Formalismos de Modelação

Quando se pretende realizar a implementação de controladores num sistema embutido é necessário ter em atenção certos aspectos importantes. Dado pretender-se controlar sistemas na maior parte dos casos complexos, tem em primeiro lugar que proceder-se a um breve levantamento de quais vão ser as características do sistema.

Outro aspeto deveras importante é o tipo de descrição que deve-se usar na elaboração do controlador, ou seja, qual o Formalismo de Modelação. Os Formalismos de Modelação descrevem, de uma forma clara, o funcionamento do sistema através de modelos matemáticos. [26].

A escolha de um Formalismo de Modelação é um grande passo na implementação de controladores de sistemas embutidos. Deve-se ter em atenção a capacidade de cada formalismo em modelar certos comportamentos do sistema. Uma boa escolha e implementação vai simplificar as fases do processamento do controlador; Simulação, Validação, Verificação, Implementação e Teste.

De particular interesse, refira-se a Linguagem de Modelação Unificada (Unified Modeling Language (UML)) que dispõem de diversos tipos de representações gráficas que ajudam na modelação estática e comportamental.

Seguidamente destacam-se alguns dos formalismos como Fluxogramas, Máquinas de Estado, Estadogramas e as Redes de Petri que são soluções aliantes na resolução de problemas de modelação [25].

3.1.1 Fluxogramas

Os Fluxogramas (em inglês, *Flowcharts*) são muito semelhantes a diagramas e têm como objetivo representar um determinado processo, algoritmo ou acontecimento. Através do uso de fluxogramas consegue-se perceber graficamente, a transição de informações entre os seus elementos, ou seja, os passos e a sequência de um processo.

Um exemplo de um fluxograma está apresentado na figura 3.1.

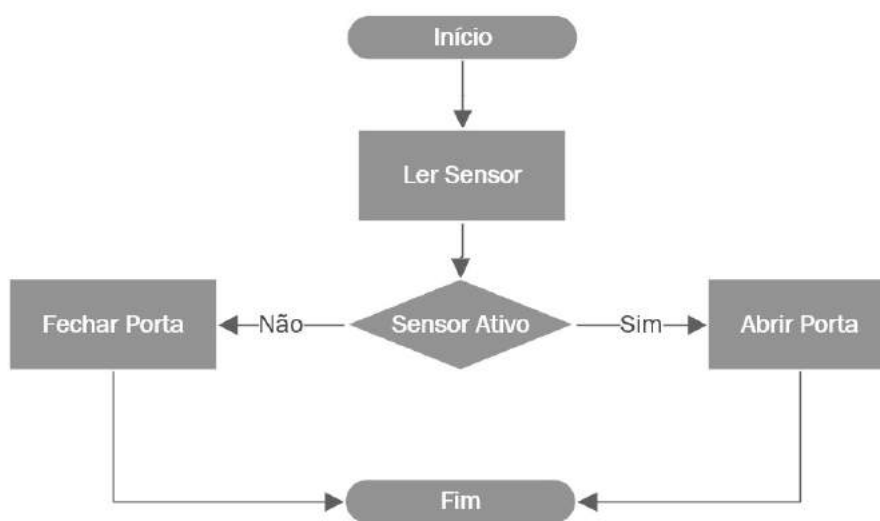


Figura 3.1: Exemplo de um Fluxograma.

São utilizados na implementação de projetos de *software*, de forma a representar a sua lógica interna, e são um método de ensino que permite simplificar e compreender melhor o raciocínio de um certo problema a ser resolvido [3].

3.1.2 Máquinas de Estado e Estadogramas

As Máquinas de Estado - em inglês, State Machines (SM) - são modelos matemáticos que representam o comportamento de sistemas, em particular circuitos lógicos e programas

de computadores e permitem explorar todas as possíveis sequências de estados.

São definidas por um quintuplo que possui: um alfabeto de entrada, um alfabeto de saída, um conjunto de estados, uma função de saída e uma função para estado seguinte. Através dos alfabetos de entrada e saída é possível representar uma grande variedade de situações [6]. Na figura 3.2 apresenta-se um exemplo de um diagrama de estados. Os estados são representados por circunferências e as transições são representadas por arcos.

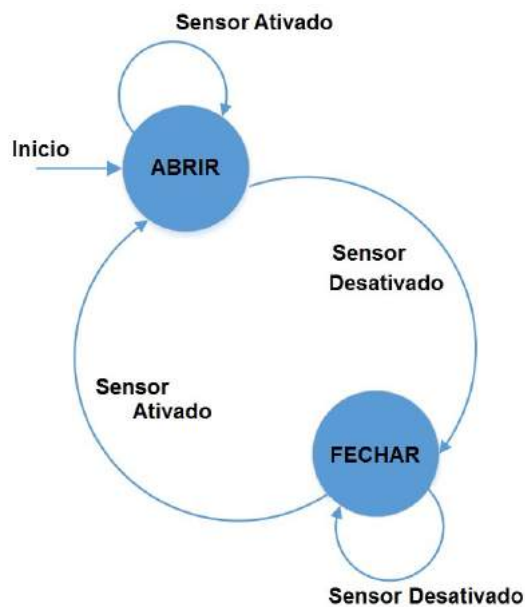


Figura 3.2: Exemplo de um diagrama de estados.

O estado seguinte depende do estado atual e das entradas atuais. As saídas atuais dependem só do estado atual nas Máquinas de Moore. Nas Máquinas do tipo Mealy as saídas atuais dependem do estado atual e das saídas atuais [6].

Os Estadogramas (*Statecharts*) foram propostos por David Harel, na década de 1980, e são uma linguagem gráfica baseada nos diagramas de estado, que serve como extensão as máquinas de estado. É utilizada com o objetivo de tornar as máquinas de estado mais úteis na descrição de sistemas reativos e quando implementadas em sistemas complexos. A vantagem da sua utilização, quando comparada com os diagramas de estado, deve-se a oferecerem uma estruturação organizada das especificações, superior legibilidade dos sistemas e uma manutenção dos sistemas mais eficiente [25].

3.1.3 Redes de Petri

As Redes de Petri RdP - em inglês, Petri Nets (PN) - são um formalismo de modelação criado em 1962 por Carl Adam Petri que as apresentou à comunidade científica como

um conjunto de ideias sobre conceitos matemáticos. São então uma ferramenta que serve para modelar sistemas complexos e que permite projetar o modelo de funcionamento desses sistemas [66].

A grande vantagem da utilização das RdP é que permitem uma fácil modelação através de uma visualização gráfica da estrutura, da simulação, do comportamento do sistema e ao mesmo tempo controlar problemas de sincronismo, concorrência, conflitos e partilhas de recursos [8].

Tornam-se uma mais-valia à representação de sistemas em vez da modelação através máquinas de estado dado que permitem, antes de se passar a fase de implementação, detetar erros do projeto e que facilita a vida do projetista no melhoramento do sistema [55].

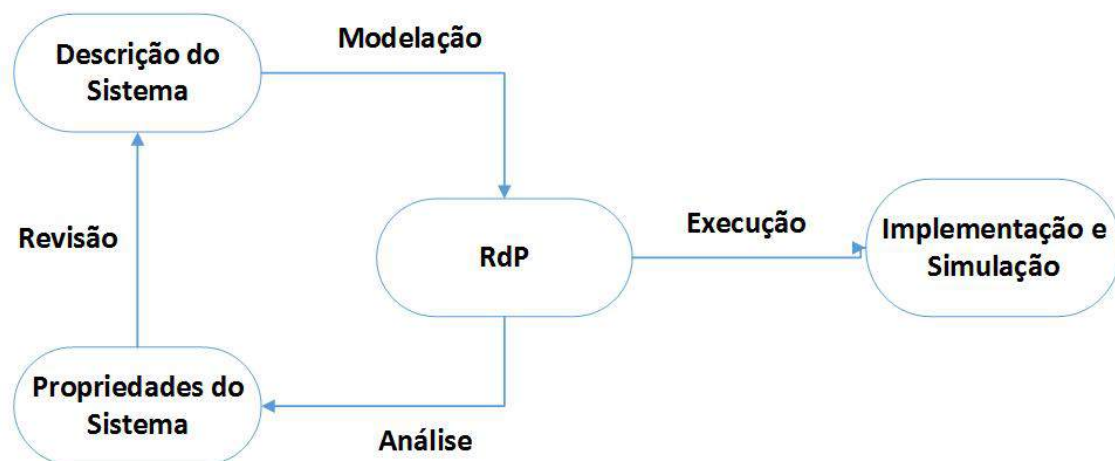


Figura 3.3: Arquitetura com RdP para a modelação e análise de sistemas (Adaptado de [28]).

Graficamente uma RdP é representada por um **Grafo** que tem dois tipos de nós e que é considerado como grafo bipartido. Estes dois nós, são os lugares e as transições que se interligam entre si através dos arcos. Cada arco interliga dois nós de tipo diferente. Podem associar-se estados e eventos ao sistema que queremos modelar.

Os **Lugares** são graficamente representados por circunferências, são definidos como os estados do sistema e têm a função de modelar a parte estática do seu comportamento. No seu interior podem possuir pontos que são a representação das marcas. Para um estado ser definido “ativo” coloca-se uma marca, *token*, e para ser definido “inativo” não se coloca nada. Estas marcas vão ser destruídas e criadas ao longo da RdP sempre que é feito um disparo das transições.

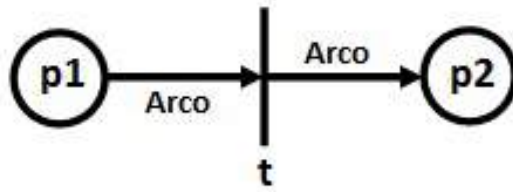


Figura 3.4: Elementos da RdP. p1 e p2: Lugares; t: Transição.

As **Transições** são os elementos representados por barras/quadrados, que se encontram entre dois ou mais lugares e têm através dos seus disparos a função de criar ou eliminar as marcas no interior dos lugares. São também responsáveis pela dinâmica do sistema. O disparo acontece quando os lugares de entrada dessa transição tiverem pelo menos uma ou mais marcas. Quando a transição acontece os lugares de entrada “perdem” uma marca enquanto que os lugares de saída “ganham” marcas.

Os **Arcos** são os elementos representados por setas e servem de ligação e comunicação entre os lugares e as transições. Têm também associado um peso que define o número de marcas a serem transportadas. Um arco pode-se classificar em arco de entrada, se liga um lugar a uma transição, e em arco de saída, se liga uma transição a um lugar [28].

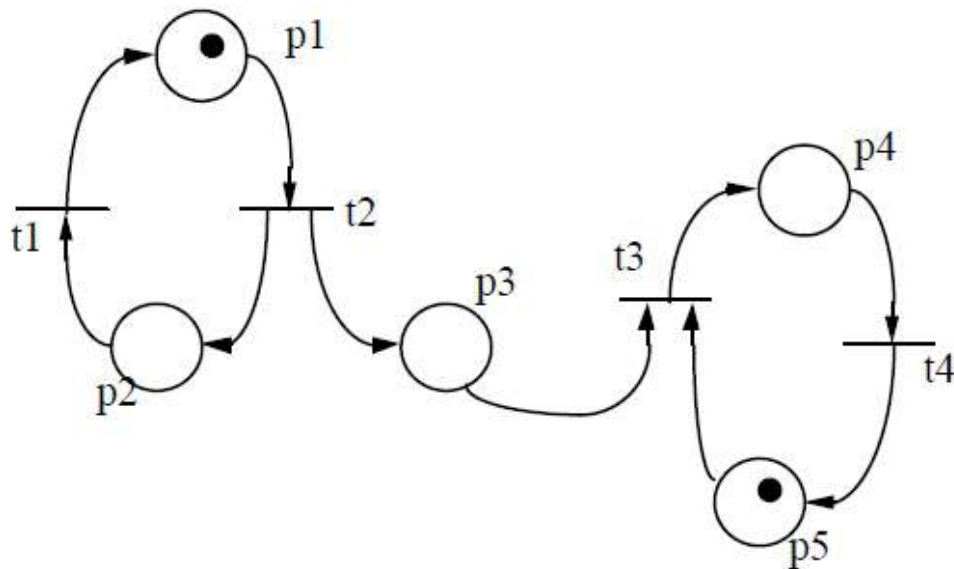


Figura 3.5: Exemplo de uma RdP com marcas [28].

Uma implementação e utilização variada, de apenas este conjunto de três elementos, permite-nos elaborar uma RdP com a finalidade de modelar, controlar, visualizar e simular diversas soluções para um determinado problema.

Com a implementação das RdP em diversas áreas tecnológicas surgiram novas classes e extensões das RdP com o objetivo de as adaptar, da melhor forma, a essa determinada área.

Relativamente as classes de **RdP Autônomas** pode-se caracteriza-las em três níveis:

1. RdP caracterizadas por lugares com marcas que compreendem valores booleanos (zero ou uma marca). Neste caso os lugares representam condições.
Neste nível encontram-se as RdP Condição-Evento, as RdP Elementares, as RdP de Escolha-Livre e as RdP Seguras.
2. RdP caracterizadas por lugares com marcas que compreendem valores inteiros (zero ou várias marcas). Neste caso os lugares representam contadores.
Neste nível estão incluídas as RdP Lugar-Transição e as redes IOPT.
3. RdP de alto-nível caracterizadas por lugares que podem conter marcas com uma estrutura associada.
Aqui estão incluídas as RdP com Marcas Individuais, as RdP Predicado-Transição, as RdP Coloridas e as RdP Objecto [27].

As RdP de nível 1 e de nível 2 são consideradas de baixo-nível pois as marcas não contêm uma estrutura de dados que lhe está associada. Já as de nível 3 são denominadas por RdP de alto-nível pois permitem compactar o modelo em várias aplicações devido às marcas estruturadas que os lugares podem apresentar.

As RdP Autônomas não são indicadas para quando se pretende modelar certos aspectos de sistemas físicos, como por exemplo a modelação de tempo e de sinais externos. As **RdP Não-Autônomas** surgem como alternativa e às RdP Autônomas. Podem ser considerados três tipos de extensões:

1. As que concedem interpretação específica à rede, que possibilitam integrar no grafo referências às características do sistema físico (RdP Sincronizadas e RdP Interpretadas).
2. As que fornecem a capacidade de testar um qualquer estado de marcação (RdP com Arco Inibidor e RdP com Prioridades).
3. As que oferecem a capacidade de integrar dependências temporais. São adequadas para a análise do desempenho de sistemas (RdP Temporizadas) [27].

Resumidamente uma RdP classifica-se como Autônoma quando é um modelo fechado e contém apenas o grafo e a marcação. Caso se pretenda modelar um sistema físico (que contém características como eventos, sinais, tempos) as RdP Não-Autônomas

são as mais indicadas. Na tabela 3.1 encontra-se algumas classes das RdP, classificadas quanto as suas dependências em relação às características e quanto ao tipo de marcas.

Tabela 3.1: Algumas classes de RdP, classificadas quanto às suas dependências em relação às características e quanto ao tipo de marcas (Adaptado de [29]).

	Baixo-Nível	Alto-Nível
Autónomas	<i>Condição-Evento</i> <i>Elementares</i> <i>Lugar-Transição</i>	<i>Predicado-Transição</i> <i>Coloridas</i> <i>Objecto</i>
Não-Autónomas	<i>Interpretadas</i> <i>Sincronizadas</i> <i>Temporizadas</i> <i>IOPT</i>	<i>Reativas</i>

3.1.4 Redes de Petri Input-Output Place Transition (IOPT)

As RdP Input-Output Place Transition (IOPT) são uma classe que funciona como extensão às RdP Autónomas de baixo-nível Lugar-Transição. Isto é, apesar de ser uma RdP de baixo-nível possui propriedades que permitem a modelação de um sistema de carácter físico. Com isto torna-se uma RdP Não-Autónoma que permite a ligação ao mundo exterior [30].

A classe IOPT, além de possuir as base das RdP (lugares, transições e arcos) permite também definir sinais, eventos e vectores que contenham, por exemplo, dados [53]. Relativamente aos Arcos, às Transições e aos Lugares, estes têm a mesma metodologia de funcionamento de uma RdP e que foi apresentada em 3.1.3.

Os **Sinais** dividem-se em duas categorias:

1. **Sinais de Entrada**, que permitem obter a informação proveniente do mundo exterior (por exemplo sensores e/ou sinais de outros sistemas);
2. **Sinais de Saída**, que fornecem informação para mundo exterior (como por exemplo atuadores, interfaces de utilizador e a interação com outros sistemas) [53].

Os **Eventos**, são considerados como alterações nos valores de sinal e, tal como os Sinais, também podem ser divididos em duas categorias:

1. **Eventos de Entrada**, que estão associados às alterações dos sinais de entrada;
2. **Eventos de Saída**, que estão associados às alterações dos sinais de saída [53].

Na resolução de sistemas de carácter complexo, pode-se recorrer à implementação de vários sub-sistemas IOPT que estão em constante comunicação através de Eventos e de Sinais [53].

3.2 Desenvolvimento e Implementação de Interfaces

O desenvolvimento e a implementação de uma interface gráfica é um conceito importante no âmbito de uma IHS. Durante uma interação entre a interface e o utilizador podem surgir problemas, tais como a simplicidade, ergonomia, usabilidade e acessibilidade. De forma a resolver estes problemas a interface deve ser bem elaborada. Em seguida apresentam-se algumas tecnologias que permitem simplificar as fases de desenvolvimento, de simulação e de implementação de uma interface gráfica.

3.2.1 Arduino

Os micro-controladores são circuitos integrados que possuem as funcionalidades necessárias para criar sistemas embutidos. São de tal forma eficazes que, para nós, comportam-se como um computador devido ao facto de possuírem na sua arquitetura, vários módulos tais como; memória, relógio, um processador, módulos de entrada e saída e portos de comunicação. Cada um destes módulos serve para realizar uma determinada função.

Os *Arduinos* são placas bastante versáteis e fáceis de usar que permitem desenvolver e implementar sistemas eletrónicos de baixo custo. Permitem também a inclusão de uma grande variedade de módulos, também conhecidos como *sheild*. A maior parte deste tipo de placas são baseadas na gama de micro-controladores *ATmega* fornecidos pela *Atmel Corporation*.

O enorme uso das placas *Arduino* deve-se ao facto de serem um micro-controlador de fácil acesso, *open-source*, e de existir uma grande comunidade pela internet onde se podem trocar ideias e procurar algoritmos para certas implementações que temos em mente [60].

3.2.2 Ambiente Baseado em Modelos

Um elemento que uma IHS tem fundamentalmente de possuir, é um módulo que funcione como um “Controlador” do sistema. Este Controlador vai receber os dados de entrada e enviar os dados de saída respetivos após o processamento para que foi implementado.

Este controlador pode ser criado através de um Ambiente Baseado em Modelos - em inglês MBE - e uma implementação deste tipo tem como objetivo melhorar a implementação, o desenvolvimento, a validação e a manutenção de um determinado processo através do uso de técnicas de modelação de dados *standards* e de ferramentas próprias à modelação de dados.

Um MBE é definido em [49] como “um conceito de utilização eficiente de ferramentas CASE (Computer-Aided Software Engineering) de apoio ao ciclo de vida em desenvolvimento de sistemas”, em inglês, System Development Life Cycle (SDLC) [49].

Os modelos e objetos de modelação criados e armazenados nas ferramentas CASE são então utilizados na análise de problemas. As ferramentas CASE não resolvem sozinhas os problemas e para isso é necessário componentes no MBE. Alguns desses componentes adicionais são, por exemplo, repositórios, pessoas, processos e procedimentos, tal como estão apresentados na figura 3.6.

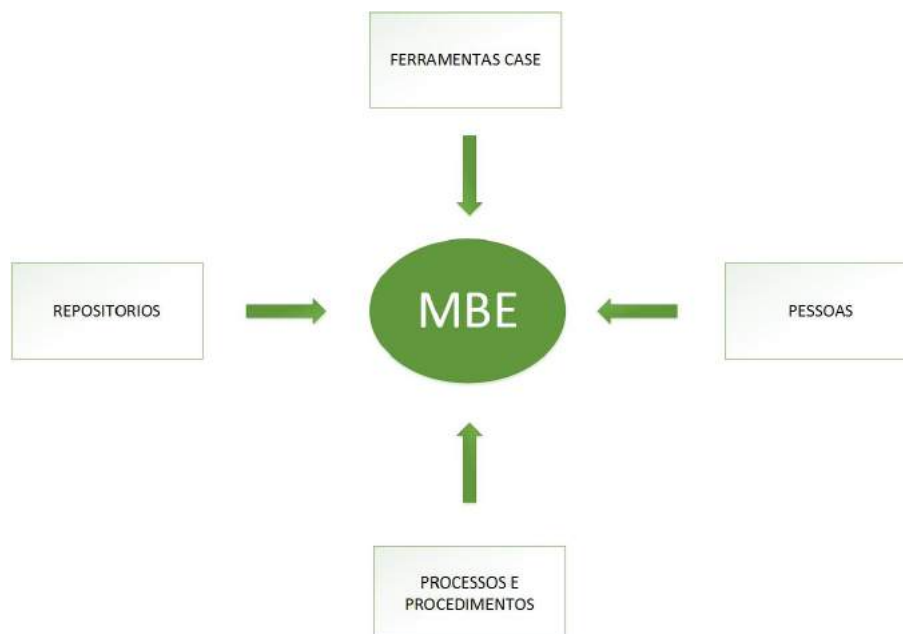


Figura 3.6: Alguns componentes necessários nas arquiteturas MBE (Adaptado de [49]).

3.2.3 Arquitetura Baseada em Modelos

Diariamente, surge muito facilmente no mercado novas tecnologias. Com o constante aparecimento dessas tecnologias deparamo-nos com um problema muito usual. Ter de refazer quase integralmente um determinado sistema onde na maioria dos casos quase não é reaproveitado o trabalho já existente.

Em 2001 surge a Arquitetura Baseada em Modelos - em inglês MDA - proposta pela Object Management Group (OMG) que é uma associação internacional sem fins lucrativos originando assim num consórcio composto por diversas entidades tais como empresas, fornecedores, instituições acadêmicas/governamentais, entre outros [46]. O objetivo da OMG foca-se na criação de diversas normas e práticas que têm o intuito de auxiliar na redução em termos de complexidade e custos e na introdução de novas aplicações de *software* [61].

A arquitetura MDA possui como ponto-chave os modelos devido à importância que têm no processo de desenvolvimento dos *softwares* pois, qualquer que seja a plataforma de implementação usada, o mais importante é a modelação do sistema. Através das transformações realizadas sobre o modelo do sistema vão ser criados novos sub-modelos com níveis de abstração mais específicos de forma a que o sistema final seja gerado facilmente e automaticamente [61].

Esta arquitetura não é intitulada como uma nova norma da OMG mas sim uma sofisticada ferramenta de desenvolvimento que contém um conjunto de especificações e normas da OMG tais como; UML, eXtensible Markup Language (XML), Meta Object Facility (MOF), Common Warehouse Metamodel (CWM), Distributed Object Computing (EDOC), CORBA Component Model (CCM), entre outros/as [48].

As principais vantagens que adquirimos na implementação de uma MDA são: produtividade, portabilidade, interoperabilidade, manutenção e documentação [37].

Uma arquitetura MDA divide-se em três fases importantes que são as três camadas apresentadas na figura 3.7.

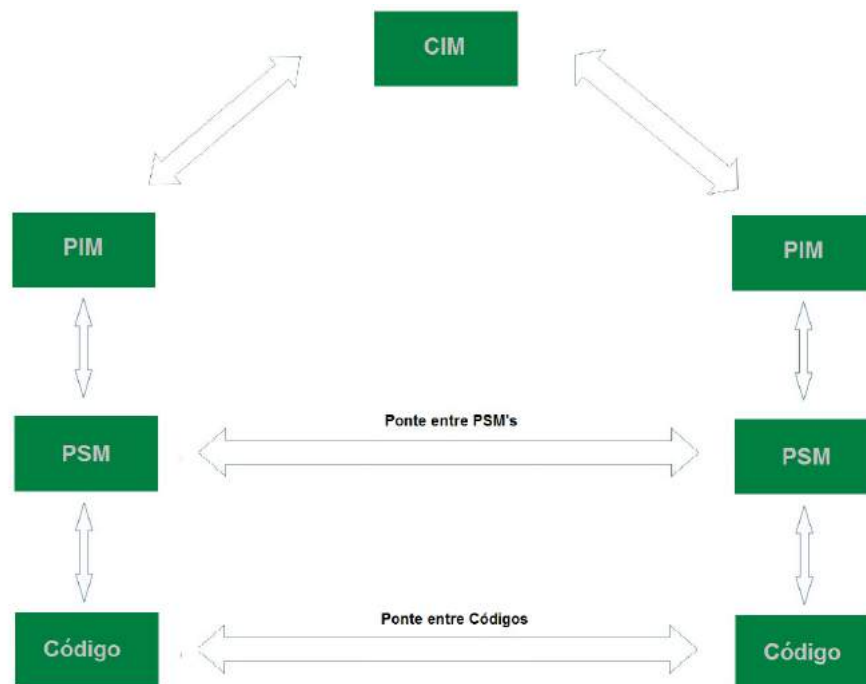


Figura 3.8: Interoperabilidade da arquitetura MDA usando pontes (Adaptado de [5]).

3.2.4 Processamento de Eventos Complexos

O Processamento de Eventos Complexos, em inglês, Complex Event Processing (CEP), é uma tecnologia constituída por diversas técnicas e ferramentas que possibilitam o controlo e a análise de um determinado conjunto de eventos. Estes eventos relacionam-se entre si de uma forma imediata e continua [38].

Tal como a sua definição indica, os CEP ajudam no processamento de eventos de carácter mais complexo onde é possível, por exemplo, identificar situações que são compostas por um conjunto de vários eventos. Na deteção de eventos complexos, o sistema tem que identificar os eventos automaticamente e conseguir responder ao que lhe foi pedido. À semelhança do funcionamento das Bases de Dados, em que as consultas são continuamente avaliadas, a Base de Eventos funciona como uma “nuvem”, *cloud*, para onde são enviados ou extraídos os eventos.

Se na Base de Eventos estiverem disponíveis os eventos necessários na constituição de um determinado conjunto de eventos, estes são consumidos. Na figura 3.9 está representado as diferenças no processo de um Pedido a uma Base de Dados e a uma Base de Eventos [20].

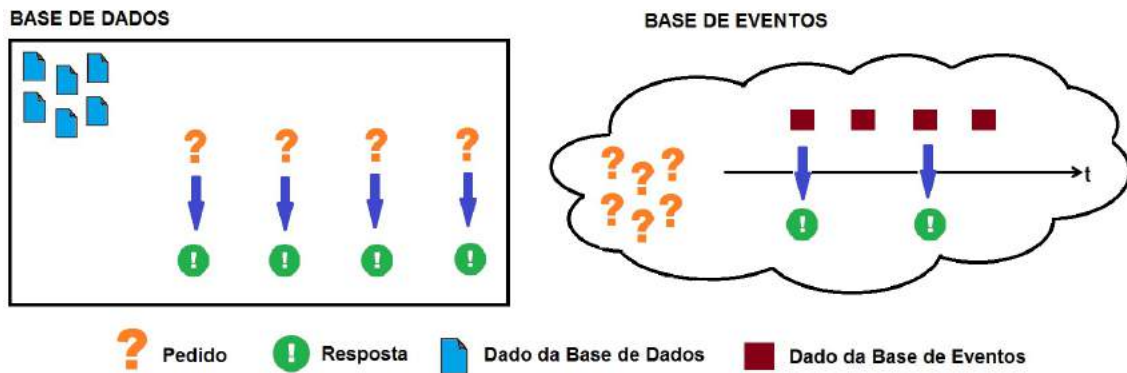


Figura 3.9: Diferenças no processo de um Pedido a uma Base de Dados e a uma Base de Eventos (Adaptado de [20]).

Na figura 3.10 está apresentado um exemplo de Pedido de um conjunto de eventos. Na Base de Eventos estão presentes os eventos H, A, L, B, C e E. O Pedido solicitado é o conjunto de eventos X que consiste na composição do evento A e do evento B. Caso A e B estejam presentes na Base de Eventos pode-se compor o conjunto X.

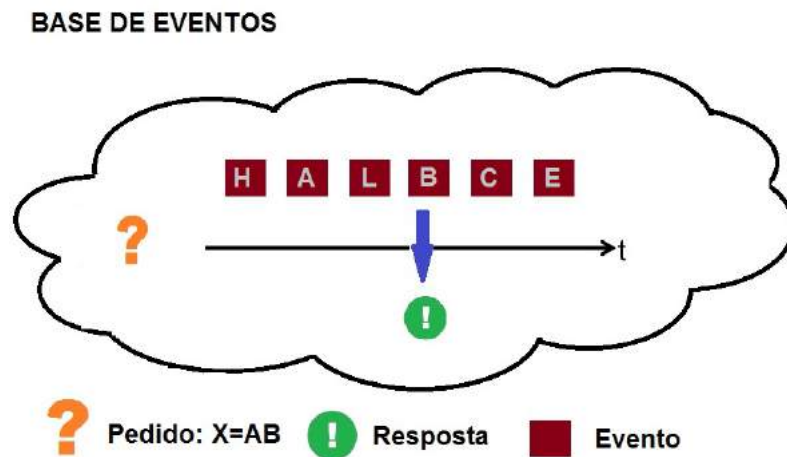


Figura 3.10: Exemplo do Pedido do conjunto de eventos $X=AB$ à Base de Eventos.

O uso dos CEP facilita o entendimento do que se passa dentro de um determinado sistema, onde é possível identificar e resolver os problemas de uma forma segura, rápida e eficaz.

É uma tecnologia transversal e que pode ser aplicada em diversas áreas tais como; a monitorização da atividade e dos processos de negócio (identificar e resolver os problemas rapidamente), supervisão, processamento e planeamento de controlo (minimização de erros), monitorização de redes e a previsão de desempenho (reconhecimento prévio de um padrão) [38].

O processo de Consulta/Pedido de Eventos caracteriza-se em 4 aspetos [20]:

1. Extração de dados: Os eventos representam dados relevantes que devem estar disponíveis para serem usados na construção de diversos conjuntos de eventos.
2. Composição: Alguns eventos devem-se agrupar num novo conjunto. Quando mais que um conjunto de eventos têm associados os mesmo eventos, podem-se compor esses eventos num subconjunto. (Exemplo: $X=AB$ e $Z=ABC$; dado que X e Z têm ambos A e B pode-se compor o subconjunto $Y=AB$. Desta forma $X=Y$ e $Z=YC$).
3. Correlações Temporais: Pode ser atribuído um determinado período de tempo para o processo de consulta de eventos.
4. Acumulação: Consultas de Eventos em que existe a falta de um evento, podem resultar num fluxo interminável.

3.2.5 Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais

Os Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais são uma tecnologia que possui também técnicas e ferramentas para o auxílio à interpretação, ao controlo, à análise e à afetação de um determinado conjunto de sinais. Estes dois modelos são compostos tanto por sinais físicos como por sinais lógicos [9].

Um sinal físico representa uma determinada variável e comunica diretamente com o mundo exterior. Já um sinal lógico compreende-se como um sinal que pode representar diferentes tipos de informação. É definido pelo resultado de uma equação de outros sinais (físicos ou lógicos).

Um sinal lógico pode representar a média de um sinal físico ou até mesmo uma determinada operação de vários sinais físicos e/ou lógicos. Uma vez implementados e gerados tanto os sinais físicos como os sinais lógicos, ambos são enviados com o mesmo nível de importância para o sistema, dado que, para continuar o processo de modelação, estes dois tipos de sinal são considerados como sinais de entrada.

Na figura 3.11, está representado o Modelo Global considerando Modelos de Interpretação e Afetação de Sinais proposto em [9] que é composto por três modelos distintos; O Modelo de Interpretação de Sinais - em inglês, Signal Interpretation Model (SIM) - o Modelo de Execução, e o Modelo de Afetação de Sinais - em inglês, Signal Affection Model (SAM). Este Modelo Global pode ser implementado por completo e de forma centralizada, com os três módulos a funcionarem ao mesmo tempo, ou implementado em separado e de forma distribuída, com apenas um dos modelos a funcionar.

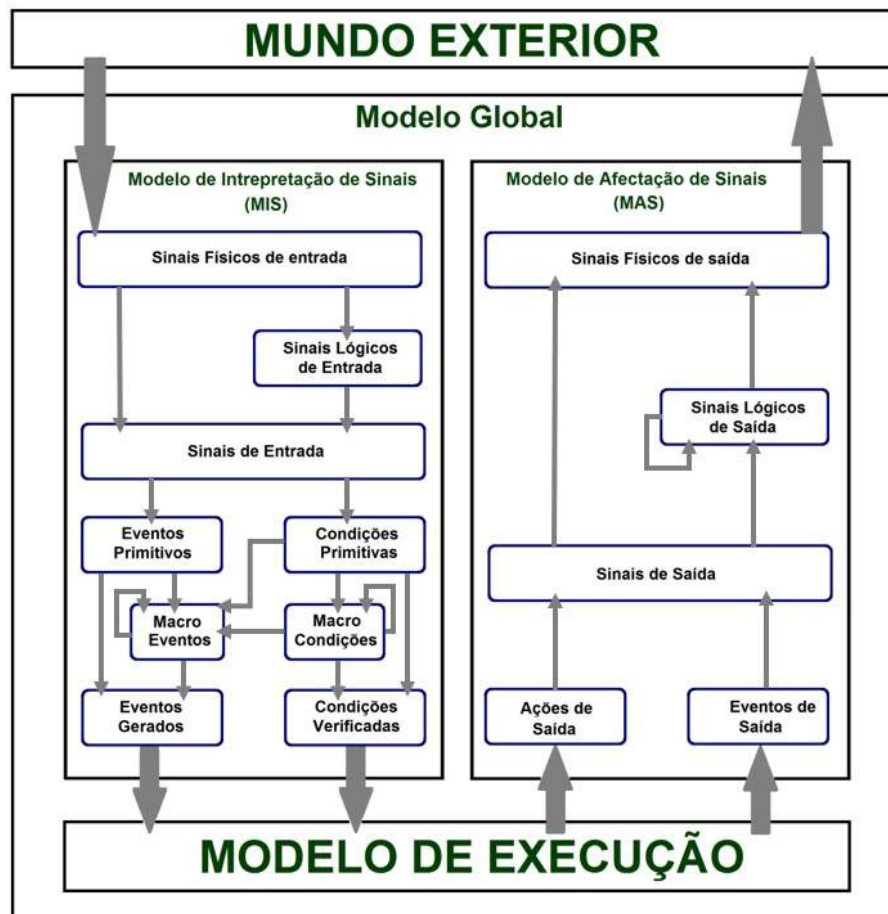


Figura 3.11: Estrutura do Modelo Global (Adaptado de [9]).

O objetivo dos modelos que compõem o Modelo Global rege-se em facilitar o processo de modelação entre o mundo exterior e Modelo Global. Para tal estão definidos os formalismos de modelação dos sinais de entrada (SIM) e de modelação dos sinais de saída (SAM).

A metodologia do funcionamento do Modelo Global é realizada por os seguintes quatro passos:

1. Os sinais de entrada são provenientes do mundo exterior e enviados para o SIM.
2. O SIM tem como função interpretar e modelar os sinais de entrada, sinais físicos, e gerar os eventos e/ou as condições a serem enviadas para o Modelo de Execução.
3. O Modelo de Execução recebe a informação do SIM e gera novos dados para serem enviados para o SAM.
4. O SAM tem como função adaptar a informação recebida do Modelo de Execução de forma a ser interpretada pelo mundo exterior. Para tal recebe os eventos e as ações,

e gera novos sinais físicos que são afetados e posteriormente disponibilizados para o mundo exterior.

De uma forma geral, o Modelo Global comunica com o mundo exterior através de sinais. Já a comunicação que é estabelecida entre os módulos é realizada utilizando eventos. Como auxílio aos eventos também se recorre ao uso de condições.

As **Condições Primitivas** têm como objetivo definir a análise do valor atual do sistema e possuem a seguinte aparência: *DELTA SINHAL OPER VALOR*. Explicitamente *DELTA* representa o nível de diferenças do sinal; *SINAL* representa o sinal que está associado à condição que se pretende analisar; *OPER* representa o tipo de análise que se pretende fazer e por último *VALOR* representa o nível com que se compara o sinal.

Uma não condição primitiva é uma condição que tem um valor contrário ao da condição negada. A composição de condições pode ser aplicada para analisar o mesmo sinal ou sinais diferentes.

Em termos de sintaxe, uma condição primitiva é representada textualmente dentro de parênteses retos e graficamente por um retângulo de vértices curvos como apresentado na figura 3.12.

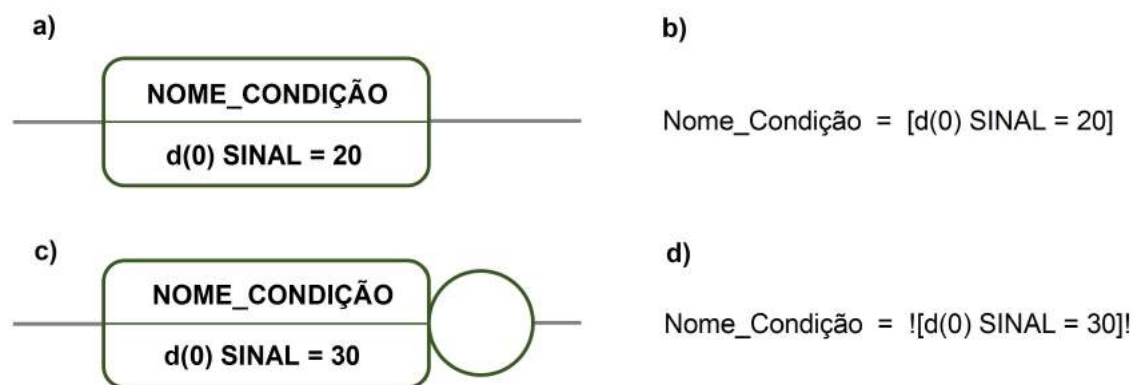


Figura 3.12: a) Estrutura gráfica de uma condição primitiva; b) Equação que representa a condição primitiva apresentada em "a"; c) Estrutura gráfica da negação de uma condição primitiva; d) Equação que representa a negação da condição primitiva apresentada em "b)" (Adaptado de [9]).

Um **Evento Primitivo** representa um acontecimento que ocorre após se verificar um certo comportamento. Isto é, um evento ocorre quando o seu sinal associado se cruza com uma outra função que foi definida. Para um determinado evento acontecer, este tem de obedecer a duas condições; a pré-condição e a pós-condição. Caso ambas as condições sejam verdadeiras durante o tempo estabelecido então o evento ocorre. Um não evento primitivo é um evento que tem um valor contrário ao de um evento negado.

Em termos de sintaxe, um evento é representado textualmente dentro de parênteses curvos e graficamente é caracterizado por um retângulo de vértices retos como apresentado na figura 3.13.

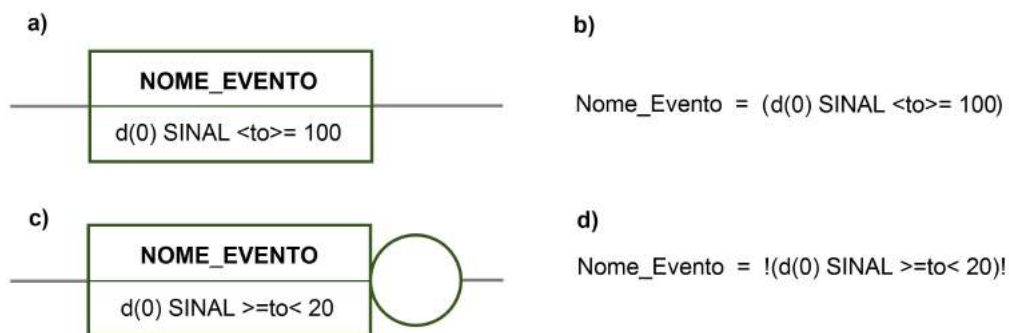


Figura 3.13: a) Estrutura gráfica de um evento primitivo; b) Equação que representa o evento primitivo apresentado em "a)"; c) Estrutura gráfica da negação de um evento primitivo; d) Equação que representa a negação do evento primitivo apresentado em "b)". (Adaptado de [9]).

Com o auxílio das Condições Primitivas e dos Eventos Primitivos podem-se ainda gerar Macro-Condições e Macro-Eventos.

Uma **Macro-Condição** caracterizam-se por um conjunto composto por duas ou mais condições primitivas. A Macro-Condição tem de ser analisada num tempo de vida definido e, logo, não possibilita haver sequências.

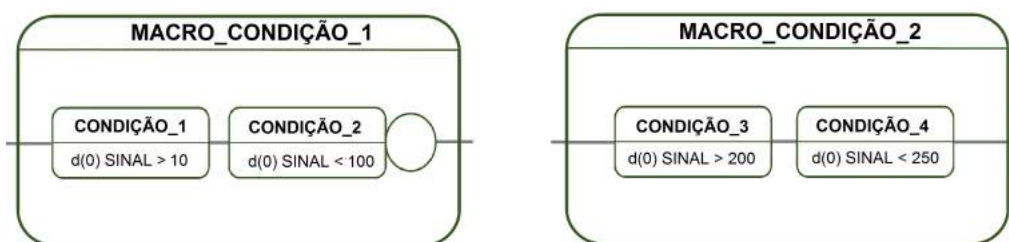


Figura 3.14: Exemplo de duas macro-condições, ambas com duas composições diferentes de condições (Adaptado de [9]).

Graficamente uma macro-condição é caracterizada por um retângulo de vértices curvos, de dimensões maiores, que no seu interior possui apenas condições. Alguns exemplos de macro-condições estão apresentados na figura 3.14.

Um **Macro-Evento** tem a mesma metodologia que é utilizada nas Macro-Condições. Caracteriza-se então por um conjunto composto por uma sequência de dois ou mais eventos primitivos. Para tal é necessário definir os eventos primitivos que compõem o macro-evento e também as suas respetivas ordens.

Um macro-evento acontece no mesmo passo de execução do último evento primitivo da sequência. Pode ainda ser usado como parte da sequência de outros marco-eventos.

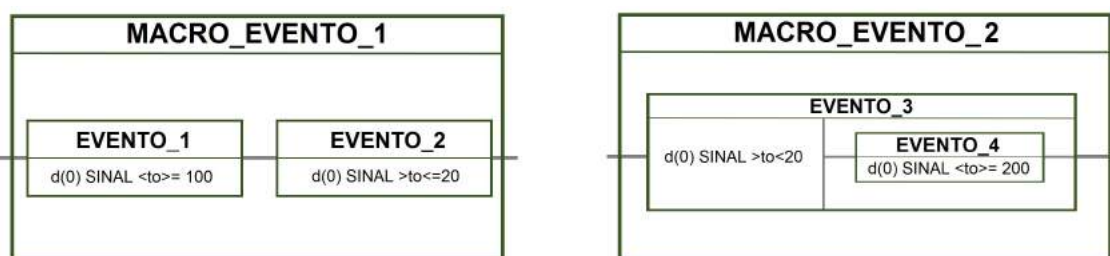


Figura 3.15: Exemplo de dois macro-eventos, ambos com duas composições diferentes de eventos (Adaptado de [9]).

Graficamente um macro-evento é caracterizado por um retângulo de vértices retos, de dimensões maiores, que possui uma composição entre eventos e/ou condições. Alguns exemplos de macro-eventos estão mostrados na figura 3.15.

Pode-se realizar 4 tipos de composições de eventos e condições:

1. Entre dois eventos do mesmo sinal detetados no mesmo tempo, compondo dois comportamentos deste. (Exemplo: Detetar que um sinal passa de menor que um valor X para maior que um valor Y).
2. Entre dois eventos do mesmo sinal detetados em tempos sequenciais (um a seguir ao outro), compondo dois comportamentos deste. (Exemplo: Detetar que um sinal passa do estado de “crescer” para o estado “decrecer”).
3. Entre dois eventos de sinais diferentes detetados no mesmo tempo, compondo dois comportamentos diferentes. (Exemplo: Detetar um comportamento semelhante em ambos os sinais, por exemplo, eram negativos e passam a ser positivos).

4. Entre dois eventos de sinais diferentes detetados em tempos sequenciais (um a seguir ao outro), compondo dois comportamentos diferentes. (Exemplo: Detetar o sentido de um carro mediante qual o evento que ocorre primeiro). [10]

Estas composições podem ser aplicadas não só entre eventos, mas também entre as condições e em composições que necessitem de eventos e condições em simultâneo. Sendo assim uma composição entre dois eventos origina um macro-evento; uma composição entre um evento e uma condição origina também um macro-evento; e a composição entre duas condições origina uma macro-condição.

3.2.6 Ferramenta IOPT-Tools

A IOPT-Tools surge como uma extensão que possui um conjunto de ferramentas com o objetivo de facilitar o desenvolvimento com RdP IOPT. Algumas ferramentas que esta extensão inclui são: um editor gráfico (com uma metodologia de funcionamento *Drag-And-Drop*), um sistema de análise do espaço de estados (com o intuito de verificar as propriedades), geradores de código automático (nomeadamente linguagens C e VHDL) e simuladores. A página de acesso da ferramenta IOPT-Tools apresenta-se na figura 3.16.

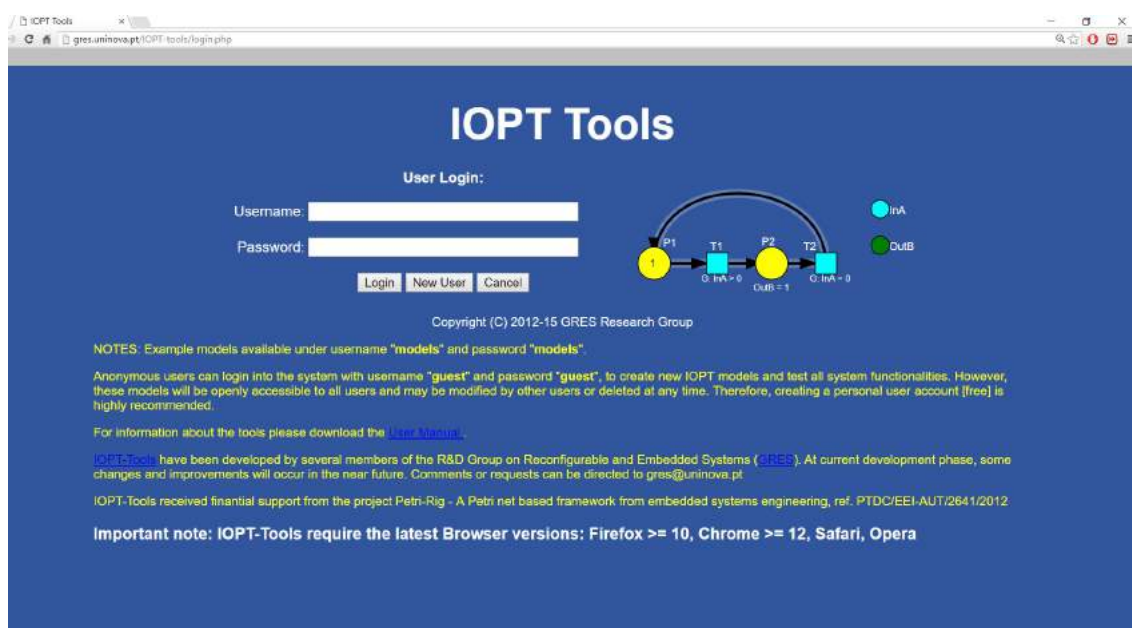


Figura 3.16: Website da ferramenta IOPT-Tools desenvolvida pelo GRES

As IOPT-Tools foram projetadas com o intuito de realizar uma geração automática de código necessário para a implementação de controladores de sistemas digitais e de sistema embutidos. A execução do seu modelo é feita de forma síncrona através de *clock's* [53].

Este recurso permite uma simulação e, conseqüente, verificação do modelo, o que proporciona a deteção antecipada de possíveis erros de um projeto. Assim facilita a correção de uma grande parte dos erros rapidamente, até à fase de implementação do protótipo final.

Esta ferramenta, e respetivo manual [52], encontram-se disponíveis gratuitamente no website do GRES (Group on Reconfigurable and Embedded Systems): <http://gres.uninova.pt/IOPT-tools/login.php>

3.2.7 Ferramenta IOPT-Flow

Duas limitações da ferramenta IOPT-Tools são: não ser possível implementar modelos compostos por vários componentes/módulos e não fornecer um suporte suficiente para as operações complexas de manipulações de dados. Para resolver estes problemas foi idealizada a ferramenta IOPT-Flow.

Para além das funcionalidades presentes na IOPT-Tools, a IOPT-Flow permite ainda implementar arquiteturas baseadas na composição de vários módulos. Podem-se realizar estas implementações de forma centralizada e distribuída. Cada módulo ou modelo, que resulta num conjunto de módulos, pode ficar guardado no servidor e pode ser acedido remotamente pela Internet ou, se o utilizador preferir, pode realizar o *download* para o seu PC.

O Formalismo desta ferramenta resulta do trabalho realizado na IOPT-Tools e na classe IOPT das RdP. Desta forma também possui um editor gráfico (também com a metodologia de funcionamento *Drag-And-Drop*), geradores de código automático (linguagem C, JavaScript e VHDL) e simuladores. A interface externa dos módulos é definida por sinais e eventos de entrada/saída.

Em termos gráficos apresenta o modelo DSPnet (*Data-flow, Signals and Petri NETS*) que é um grafo composto por cinco tipos de nós: Lugares da RdP, Transições da RdP, Sinais de entrada e saída, Eventos de entrada e saída e operações de *data-flow*.

A ferramenta tem sido desenvolvida nos últimos tempos e encontra-se também disponível gratuitamente no website do GRES (Group on Reconfigurable and Embedded Systems): <http://gres.uninova.pt/iopt-flow/> [50] [51].

Projetos Relacionados

Nas últimas décadas têm surgido vários desenvolvimentos e implementações no que diz respeito a aquisição de sinais corporais. Neste capítulo pretende-se apresentar um conjunto de projetos relacionados com esta temática e que servem de suporte à elaboração desta dissertação.

4.1 Holter

O *Holter* é aparelho portátil, usado em exames ECG, que permite medir e registar de forma contínua a atividade cardíaca de uma pessoa ao longo de um grande período de tempo, normalmente para exames que seja necessária a informação de um intervalo de tempo de 24h a 48h.

São muito comuns e utilizados por hospitais e clínicas nos dias de hoje, pois têm a capacidade de processar e armazenar dados, utilizando vários elétrodo que podem ser colocados em diferentes áreas do corpo do paciente.

Apesar de serem portáteis, o que permite aos pacientes continuarem as suas atividades normais, são ligeiramente desconfortáveis devido por exemplo à utilização dos cabos que suportam os elétrodo [34].

4.2 OpenEEG

Na atualidade existem muitas pessoas que focam o seu interesse na aquisição de sinais EEG. O seu intuito é conseguirem perceber melhor o comportamento da mente humana ao realizar experiências, por exemplo, nas BCIs. Infelizmente tanto os softwares como os

aparelhos profissionais para esta prática são muito caros.

O *OpenEEG* é um projeto *open-source* que visa fornecer à sua comunidade, recursos de *software* e *hardware* de forma gratuita ou a preços acessíveis. Estes recursos são fornecidos sobre vários tipos de licenças gratuitas, sendo o módulo *Modular-OpenEEG* o mais utilizado [14].

O grande objetivo do projeto é a criação de *software* DIY (*do it yourself*) o que permite assim, tanto a profissionais como a meros curiosos, criar, desenvolver e implementar novos projetos no âmbito de sinais bioelétricos provenientes do cérebro.

Apesar de a maioria da informação contida no repositório *on-line* ser mais vocacionada no hardware, e em particular no módulo *Modular-OpenEEG*, também possui vários software gratuitos para realizar a aquisição dos sinais, e informações relevantes. Algumas dessas informações são qual o tipo de elétrodos a usar, o tipo de calibrações a realizar, *datasheets* e as distribuidoras onde comprar certos materiais [47].

4.3 Emotiv EPOC

A *Emotiv* é uma empresa fundada em 2011 que se focaliza a desenvolver projetos no âmbito da bioinformática. Desde então, têm-se preocupado em conseguir avançar cientificamente, na compreensão do cérebro humano através da técnica EEG. Os seus projetos permitem ser implementados nas mais diversas áreas, como por exemplo: Jogos para televisão interativa, sistemas de controlo de mãos livres, robótica automóvel, entre outras [22].

Dos seus produtos, destaca-se o *EPOC*, apresentado na figura 4.1, que é um sistema portátil de alta resolução e multicanal destinado a ser utilizado para a implementação de novas aplicações e BCI's. Este produto, apresentado na figura 4.1, tem uma forma idêntica a um capacete e possui 14 elétrodos espalhados pela cabeça do utilizador de forma adquirir os sinais bioelétricos provenientes do cérebro.

Possui um *software* próprio que contém um conjunto de bibliotecas e ferramentas que ajudam na deteção e no registo dos dados de vários sinais. Apesar de usar técnica EEG para o processamento dos comandos mentais, também utiliza outras técnicas como a EMG e Eletro-oculografia (EOG) para processar movimentos métricos, estados emocionais e expressões faciais. Fornece também um fórum à comunidade onde se pode partilhar e aceder a tutorias, algoritmos e outras informações relevantes [23].



Figura 4.1: Produto *EPOC* da *EMOTIV* [22].

4.4 Neurocam

O *Neurocam* é uma interface desenvolvida pela equipa japonesa da *Neurowear*, que dedicam e focam o seu interesse em criar, tal como citam, “comunicações para um futuro próximo” e que resultam em novos produtos e serviços que são baseados em sinais bioelétricos, tais como ondas cerebrais e ritmos cardíacos [7].

Este produto é um sistema que utiliza a técnica EEG e está incorporado com uma câmara que tem a função de começar a gravar momentos marcantes, e de interesse, com base na informação proveniente da análise dos sinais neuronais do seu utilizador, ou seja, o sistema deteta as nossas emoções.



Figura 4.2: Produto *Neurocam* da *Neurowear* [44].

De forma a captar essas emoções, tem de se colocar um *smartphone* no suporte que fica encaixado e conectado à câmara. Utiliza um algoritmo que quantifica as emoções num intervalo de valores de 0 a 100 e, quando o valor de 60 é ultrapassado, inicia a gravação de um clip de vídeo no formato Graphics Interchange Format (GIF) com uma duração de 5 segundos.

Este pequeno vídeo é guardado com outras informações, como data, hora e localização, e pode ser facilmente partilhado, por exemplo, no perfil da rede social *Facebook* do utilizador. Esta equipa tem como objetivo futuro conseguir tornar este dispositivo mais pequeno, em relação ao seu tamanho atual, e ainda torná-lo em termos de design mais apelativo [44].

4.5 Vernier SensorDAQ

O *Vernier SensorDAQ* é uma placa da empresa, mundialmente conhecida, *National Instruments* em parceria com a empresa americana *Vernier* que serve de interface de aquisição de dados. O seu objetivo é oferecer facilmente uma melhor aprendizagem aos estudantes de engenharia no âmbito de aquisição de dados e é indicado para ensinar a desenvolver projetos na plataforma *NI LabVIEW*.

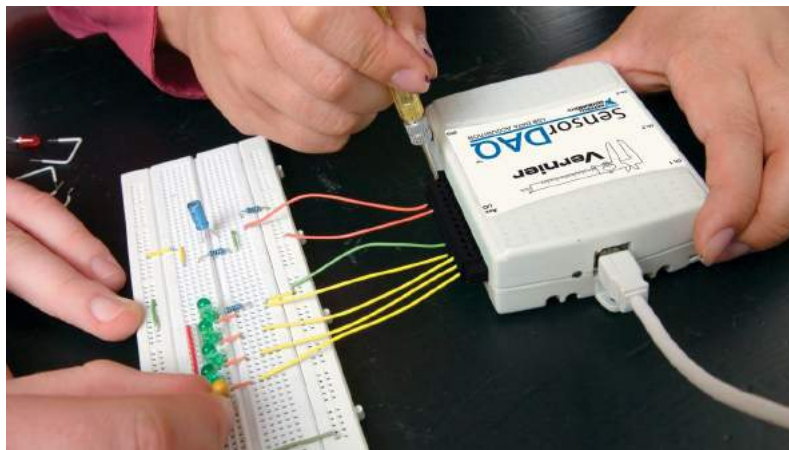


Figura 4.3: Produto *Vernier SensorDAQ* [40].

Apesar da *Vernier* possuir outras placas que servem de interfaces à aquisição de dados para inúmeras áreas, o *Vernier SensorDAQ* destaca-se dos demais devido à grande variedade de sensores que podem ser adquiridos e implementados. Para a temática de aquisição de sinais corporais pode-se escolher da lista de sensores fornecidos os seguintes; de pressão do sangue, ECG, CO₂, O₂, temperatura de superfície, humidade relativa e ainda o monitor de respiração e o monitor de ritmo cardíaco [40].

4.6 Olimex SHIELD-EKG-EMG

O *Shield-EKG-EMG* é uma placa, também *open-hardware*, desenvolvida pela distribuidora Búlgara *Olimex* que permite adquirir sinais provenientes dos movimentos dos músculos, EMG, e sinais originados pelo coração, ECG. Para adquirir esses sinais utiliza 3 elétrodos que podem ser colocados na área que se deseja diagnosticar.

Pode-se acoplar mais que uma placa, até um máximo de 6 placas, o que facilita a implementação de mais elétrodos de forma a melhorar os sinais adquiridos. Possuem pinos para a calibração do sinal e potenciômetros, mas dado que as placas já vêm completamente calibradas e testadas de fábrica não é necessário ter de utilizá-los.

São desenvolvidas para serem usadas com um micro-controlador *Arduino* e a sua configuração é bastante acessível para tal a distribuidora fornece toda a documentação, como software e drivers, necessária para as por a funcionar corretamente [45].

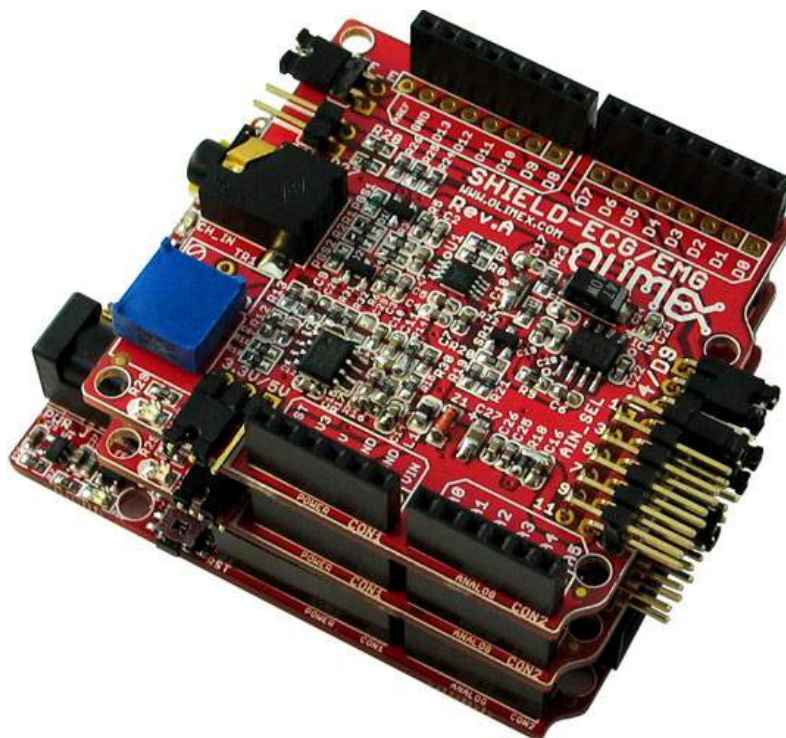


Figura 4.4: Placa *Shield-EKG-EMG* da *Olimex* [45].

Existem diversos softwares *open-source* que são compatíveis com a placa o que permite um fácil desenvolvimento de novas aplicações a profissionais e projetistas.

4.7 EKG Mobile

O *EKG Mobile* é um projeto que foi desenvolvido em 2014 com o objetivo de ser uma alternativa, monetariamente acessível, aos aparelhos *Holter*. A sua grande vantagem é que torna-se num sistema de medição que permite uma monitorização dos sinais vitais de uma pessoa através do auxílio de um *smartphone*.

Foi construído utilizando ferramentas *open-source* de forma a permitir realizar testes ECG. Possui um controlador *Arduino* que estabelece uma comunicação *bluetooth* com o *smartphone* e envia imediatamente os dados adquiridos para o sistema. Como suporte ao *hardware* utiliza uma placa *bluetooth* no *Arduino* em conjunto com uma *Shield-EKG-EMG* da distribuidora Búlgara *Olimex*, para ajudar na comunicação e na aquisição dos sinais bioelétricos. Estes sinais são adquiridos através dos elétrodos que estão ligados a *Shield-EKG-EMG*.

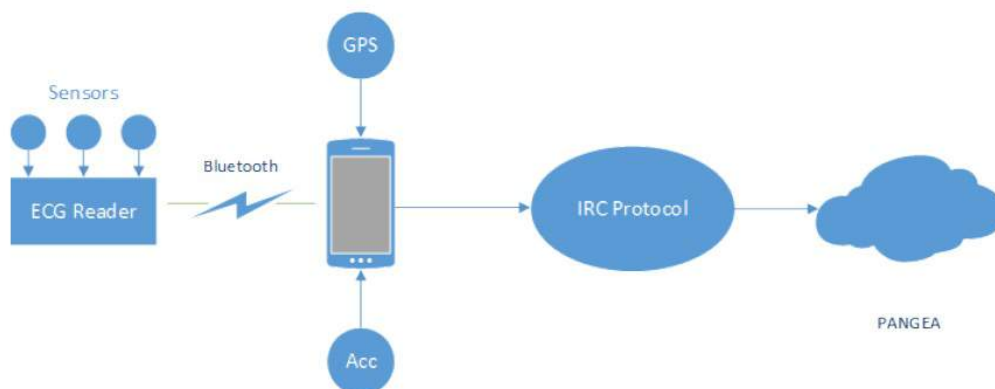


Figura 4.5: Arquitetura do projeto *EKG Mobile* [64].

Os dados adquiridos vão ser combinados com as informações relevantes dos sensores do *smartphone*, como por exemplo o GPS e o acelerómetro. Esta junção é conseguida através dos algoritmos incluídos no *smartphone* e com o intuito de atribuir uma hora e data a cada dado.

Através de uma ligação à Internet, Wi-Fi ou 3G, é enviado esse conjunto de dados para o sistema através de um protocolo IRC que permite várias opções de envio da informação. O sistema usado neste projeto é a plataforma *PANGA* [64] e o esquema da arquitetura deste projeto pode ser observada na figura 4.5.

4.8 e-Health

A placa *e-Health* é uma plataforma de sensores *open-hardware* desenvolvido pela distribuidora *Cooking Hacks* que funciona como uma *shield* para ser utilizada por um *Arduino* ou por um *Raspberry Pi*. Existe uma primeira versão da placa que tem vindo a ser melhorada desde 2013, com base nos diversos projetos que a comunidade tem vindo a desenvolver.

Atualmente já está disponível a segunda versão da placa que é ainda mais interativa e versátil. Oferece dez tipos de sensores ideais para as aplicações médicas onde a monitorização de sinais corporais é necessária. Entre os quais destacam-se: o sensor de pulso, oxigénio no sangue, de respiração (*airflow*), temperatura corporal, ECG, glicosímetro (concentração de glicose no sangue), acelerómetro e EMG.



Figura 4.6: Placa *e-Health* [15].

Os dados recolhidos pelo *e-Health* podem ser usados para monitorizar em tempo real ou para uma análise mais detalhada, e podem ser enviados através de seis técnicas de comunicação; *ZigBee*, *Bluetooth*, *WI-FI*, *3G*, *GPRS* ou *802.15.4*. Outro potencial desta placa é que também permite incorporar uma câmara no módulo *3G* para o caso de ser necessário enviar vídeos ou fotos.

O objetivo desta tecnologia é ajudar os investigadores, projetistas, ou meros curiosos, na aquisição de sinais corporais facilmente, com vista ao desenvolvimento e implementação de novas aplicações médicas. No entanto, como não possui nenhum certificado médico, não deve ser utilizada na monitorização de pacientes críticos [15].

4.9 NecX

Este é um projeto que utiliza o pescoço do utilizador como dispositivo de entrada dos sinais corporais e através da técnica EMG deteta a intensidade do músculo, quando este está em situação de stress, e ainda identifica 5 gestos de movimento.

Este aparelho tem um design muito parecido com as almofadas anti-stress, o que o torna confortável, e pode ser usado no âmbito da medicina, por exemplo, para diagnóstico e monitorização da frequência cardíaca, do cansaço, ou da pressão muscular. Outra aplicação do *NecX* é em pessoas que não consigam controlar os seus membros inferiores.

Permite ao utilizador conseguir atender uma chamada e alterar o volume de uma música, mesmo tendo o telemóvel no bolso e sem mexer a cabeça ou o pescoço, através de simples gestos com a garganta.



Figura 4.7: NecX [11].

Para adquirir os sinais provenientes dos músculos utiliza elétrodos ligados a dois *Shield-EKG-EMG* da *Olimex*, cada um em cada zona do pescoço, e o seu funcionamento é o produto final do processo de três módulos isolados em que cada um tem uma função específica; O primeiro identifica um evento do movimento muscular e que o vai enviar ao módulo responsável por extrair as características. Após estas características serem extraídas com sucesso, vão ser processadas de forma a reconhecer os gestos. Estes gestos são: rodar o pescoço para a esquerda, para a direita, inclinar o pescoço para a esquerda, para a direita e para cima.

Como desafio futuro, a equipa responsável pelo desenvolvimento do projeto pretende implementar outros tipos de sensores e apontam a implementação de sensores ECG como uma boa solução para melhorar a aquisição do ritmo cardíaco [11].

Aquisição e Processamento de Dados

Idealizou-se como objetivo inicial desta dissertação a elaboração de um sistema que realize a comunicação entre um utilizador e um *hardware* a ser controlado. Este sistema tem de ser capaz de receber os sinais corporais, fornecidos pelos movimentos dos músculos de uma pessoa, interpretá-los e como base nestes realizar as ações de controlo no *hardware*.

Para aplicar esta idealização teve-se de definir os primeiros objetivos e como tal efetuaram-se pesquisas com o intuito de realizar um bom enquadramento na temática dos sinais bioelétricos, tais como os conceitos básicos de funcionamento e os procedimentos das técnicas de aquisição.

A revisão bibliográfica de projetos relacionados foi também deveras importante para o levantamento do material necessário para o desenvolvimento e implementação da Solução Proposta.

5.1 Descrição da Solução Proposta

A Solução Proposta trata-se de uma IHS tal como estudada em 2.7. Esta solução passa pela composição dos três blocos apresentados na figura 1.1.

Pretende-se que esta IHS tenha o seguinte funcionamento:

1. O **Utilizador** está em constante comunicação com o Sistema. Tem a responsabilidade de realizar movimentos musculares de forma a gerar os sinais bioelétricos que são enviados para o Sistema de Controlo.

2. O **Sistema de Controlo** tem de ter a capacidade de receber os sinais bioelétricos, realizar a extração dos sinais de interesse e, mediante o controlador que possui, enviar as ações de controlo para o Hardware.
3. O **Sistema Controlado** executa as operações mediante a informação que recebe do Sistema de Controlo.

Mediante este esquema de funcionamento e a revisão bibliográfica dos capítulos anteriores apresentam-se as Soluções Propostas para implementação destes três blocos.

5.1.1 Interface de Utilizador

Para realizar a aquisição dos sinais bioelétricos do Utilizador pretende-se utilizar dois *Shields-EKG-EMG*, apresentado em 4.6, que em conjunto com um *Arduino* e dois pares de elétrodos tornam-se num aparelho de aquisição de sinal. Esta solução está representada na figura 5.1.

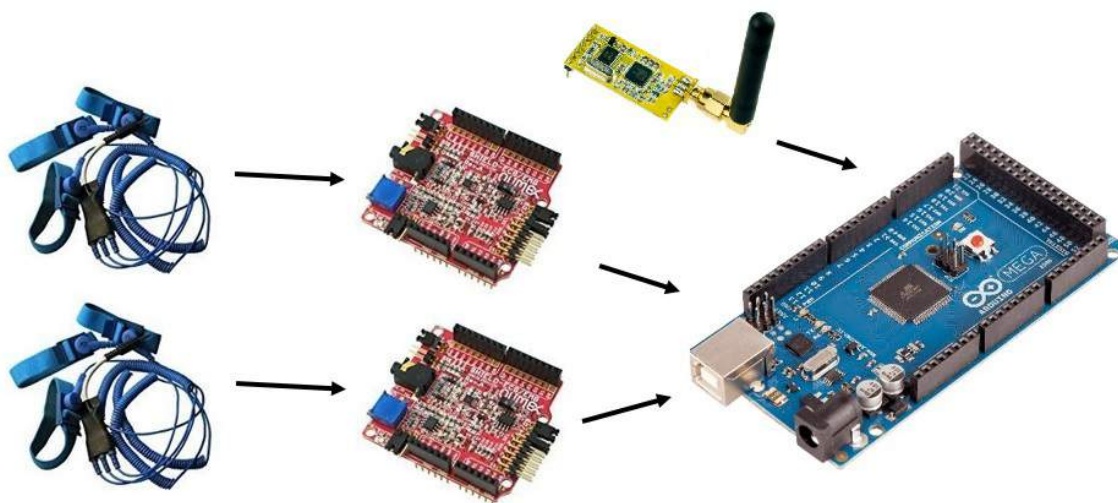


Figura 5.1: Proposta de solução do bloco de Interface de Utilizador.

Com esta solução é possível captar o sinal e ao mesmo tempo realizar um registo da diferença de potencial ocorrida na zona muscular dado que a placa permite adquirir tanto sinais ECG como EMG.

Numa primeira fase utilizou-se uma *Shield-EKG-EMG* e realizou-se o registo dos dados num ficheiro texto. Com esses dados pretende-se efetuar um estudo através de gráficos e de ferramentas de análise.

Para a extração e registo dos dados recorreu-se ao programa *BrainBay* que permite a comunicação com o conjunto *Shield/Arduino* e ainda possui ferramentas de análise para os dados.

Para concluir esta solução acoplou-se ao *Arduino* uma *Shield APC220 Radio Communication*, apresentada em 5.3, para ser possível comunicar como o *Arduino* que estará presente no Hardware.

5.1.2 Sistema de Controlo

Para solucionar a implementação do modelo do **Sistema de Controlo** elaborou-se o módulo de Modelação de Sinais e o módulo Controlador que estão em constante comunicação. Estes dois módulos estão apresentados na figura 5.2.

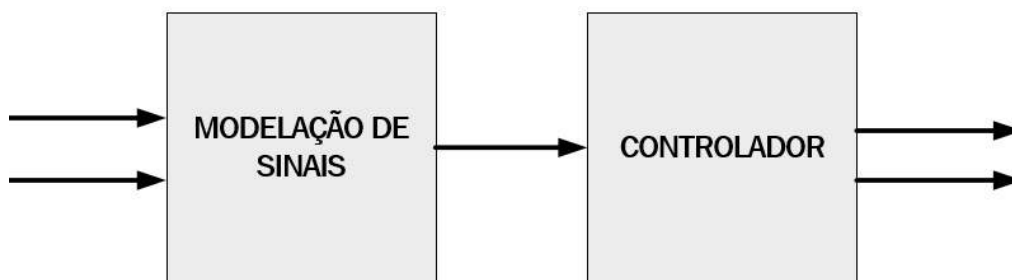


Figura 5.2: Modelo do Sistema de Controlo proposto.

O módulo de **Modelação de Sinais** recebe os sinais bioelétricos provenientes do Utilizador e tem a função de captar e extrair os movimentos de interesse. Uma vez encontrados os movimentos de interesse vai enviá-los para o módulo do Controlador.

O módulo do **Controlador** recebe as informações do módulo de Modelação de Sinais e com base nas ações de controlo pré-estabelecidas envia, através de comunicação rádio frequência, as respetivas ordens ao Hardware.

Numa fase inicial implementou-se o módulo de Modelação de Sinais com base nos “Modelos de Interpretação de Sinais”, apresentados em 3.2.5, e desenvolveu-se o módulo do Controlador com RdP através da ferramenta IOPT-Tools.

Posteriormente desenvolveu-se o módulo do Controlador na ferramenta IOPT-Flow dado que a ferramenta possui funcionalidades para tal (nomeadamente capacidades de geração automática de código de execução) e por vir a ser utilizada para desenvolver o módulo de Modelação de Sinais.

5.1.3 Sistema Controlado

Como Hardware pretende-se controlar um **Veleiro**. Este veleiro é o produto *Naulantia 1M Racing Yacht* da empresa *Thunder Tiger*, possui dois servos que servem para controlar as ações do Leme e da Vela e está apresentado na figura 5.3 [31].



Figura 5.3: Veleiro *Naulantia 1M Racing Yacht* da *Thunder Tiger* [31].

De forma a receber as ações vindas do Controlador, presente no módulo de Sistema de Controlo, e a atuar nos servos do veleiro pretende-se ligar a um *Arduino*. Este estará em comunicação série com o *Arduino* que envia as ações de controlo e como tal será também acoplada uma *Shield APC220 Radio Communication* para ser possível estabelecer esta comunicação. Esta solução está apresentada na figura 5.4.

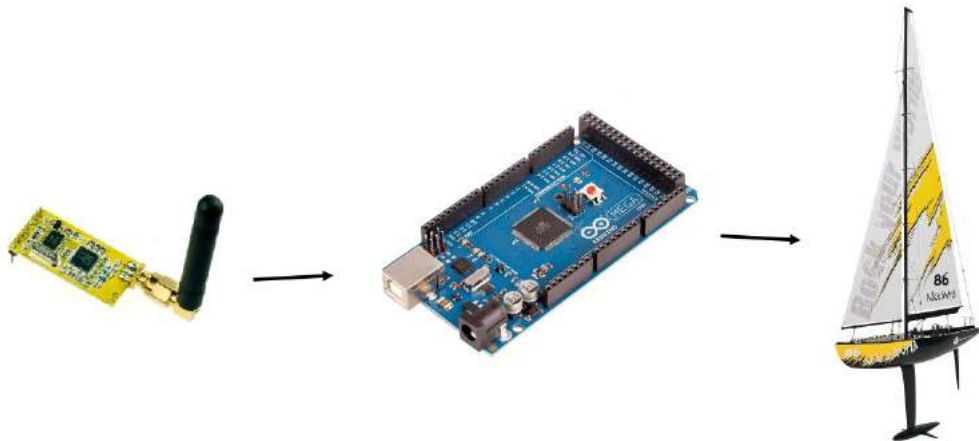


Figura 5.4: Proposta de solução do bloco Hardware.

5.1.4 Solução Completa

Após uma descrição separada das Soluções Propostas para a Interface de Utilizador, o Sistema de Controlo e o Sistema Controlado apresenta-se na figura 5.5 a Solução Completa que é proposta.

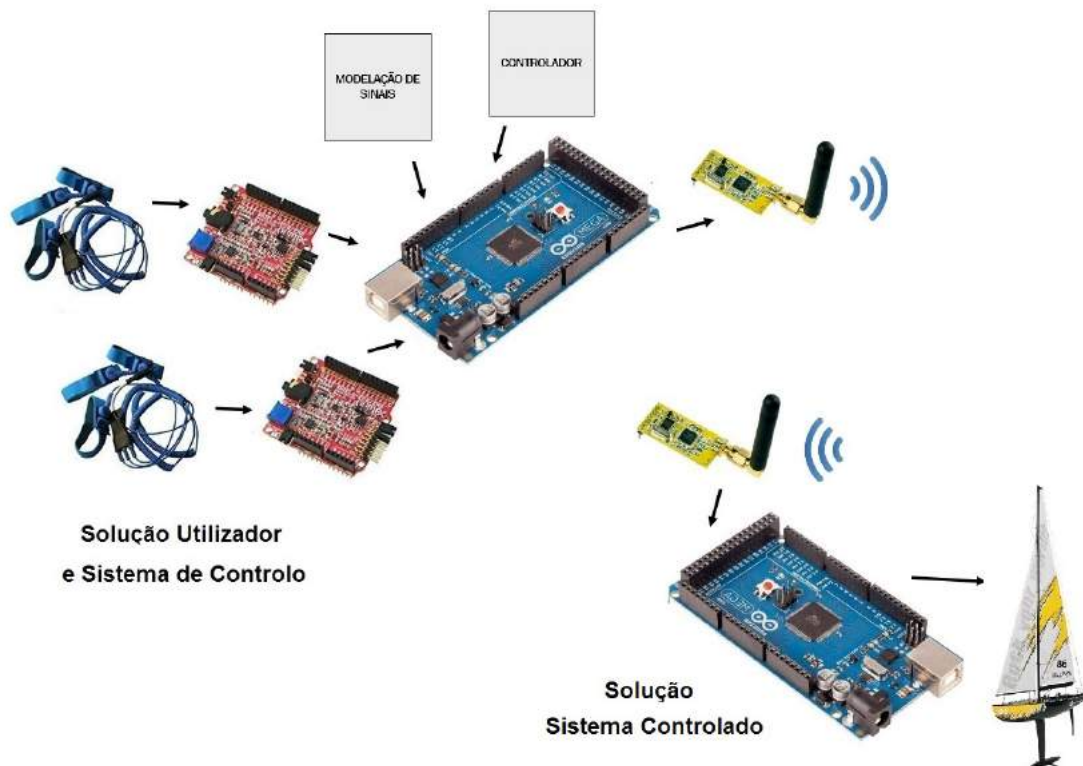


Figura 5.5: Solução Completa Proposta.

Como é possível entender pela figura 5.5 a solução Utilizador e a solução do Sistema de Controlo vão estar presentes num só *Arduino*. Após a aquisição e tratamento dos sinais bioelétricos as ordens para controlar o veleiro serão enviadas para o *Arduino* que se encontra no veleiro. Este envio de dados só é possível, como já foi referido, através da comunicação estabelecida entre os dois *Arduinos* apresentada em 5.3.

Por fim o *Arduino* presente no veleiro vai ter de possuir um programa que permita estabelecer a referida comunicação e receber as ações de controlo a serem executadas nos servos da vela e do leme.

5.2 Arduino e Sheild-EKG-EMG

Como referido em 5.1.1 o conjunto *Shield-EKG-EMG* e *Arduino MEGA 2560* funcionam como aparelho de instrumentação e de aquisição de dados.

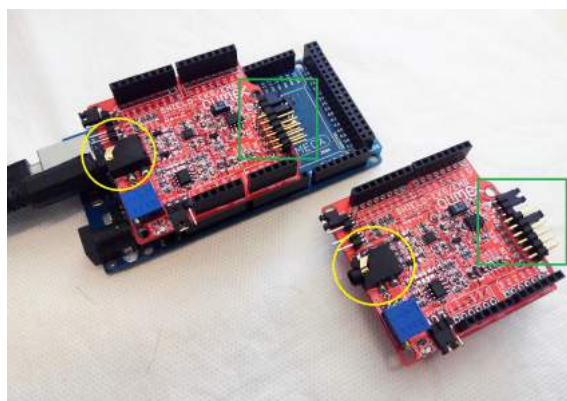


Figura 5.6: Implementação do conjunto *Shield-EKG-EMG* e *Arduino MEGA 2560*.

Assim é necessário realizar a implementação que está representada na figura 5.6 onde se visualiza uma *Shield-EKG-EMG* acoplada no *Arduino* o que possibilita a aquisição de um canal, ou seja, o sinal proveniente de uma zona muscular.

Caso se queira obter sinais provenientes de diferentes zonas, tem de se acoplar várias *Shield's*, até um máximo de 6, e ter a especial atenção de definir o número do canal através dos pinos que estão destacados dentro dos quadrados da figura 5.6. Em cada *Shield* tem também de se ligar os elétrodos, um conjunto de 3 elétrodos, na entrada destacada pelas circunferências da figura 5.6.

Após a montagem, tem de se configurar o *Arduino* com um código que permita a sua interligação com a *Shield*. Este código é disponibilizado pela distribuidora *Olimex* e encontra-se no site da mesma para *download*.

O *Brain Bay* é um software que ajuda na interface de aquisição dos sinais [63]. É uma ferramenta gráfica *open-source* desenvolvida por Christoph Veigl e Jeremy Wilkerson, e desenhada para ser utilizada em projetos de sinais bioelétricos na temática de *Neurofeedback*.

Através deste recurso pode-se elaborar um esquema simples que permita visualizar as ondas do sinal ECG, adquirir esses dados e ainda guarda-los num ficheiro texto para se realizar análises posteriores.

5.3 Comunicação entre Arduinos

Para concretizar a comunicação entre os dois *Arduinos* presentes na proposta apresentada vai utilizar-se, em cada um deles, uma *Shield APC220 Radio Communication*.

Esta *Shield*, apresentada na figura 5.7, permite não só estabelecer a comunicação entre dois *Arduinos*, como entre dois PC's e também entre um PC e um *Arduino*. Deste modo é necessário configurar ambas as *Shields* com os mesmos parâmetros. De referir que é necessário realizar uma devida instalação das drivers e também uma configuração específica que pode ser consultada ao pormenor em [19].



Figura 5.7: Conjunto de *Shield APC220 Radio Communication* para estabelecer a comunicação [19].

5.4 Aquisição e Tratamento de Dados

Dado que se adquiriu diferentes tipos de elétrodos, foi necessário selecionar os mais apropriados para cada função. Para realizar essa seleção analisou-se amostras em repouso de testes ECG.

As amostras são de 90 segundos de duração e utilizando diferentes configurações, tipos de ligações e também a utilização ou não de gel condutor. Os elétrodos usados nesta comparação estão apresentados na figura 5.8 e são as Pegas (Clip), as Ventosas (Scup) e os Elásticos (PA).



Figura 5.8: Elétrodos usados para realizar a comparação. a) Pegas (Clip); b) Ventosas (Scup); c) Elásticos (PA) [45].

Os cabos utilizados para ligar tanto os elétrodos de Pegas (Clips) como de Ventosas (Scups) à *Shield* têm três terminais. Dois deles são o canal esquerdo “LA” (preto) e o canal direito “RA” (branco) e o outro serve como referência “LL” (vermelho). Com estes três canais pode-se realizar diferentes configurações das ligações, aplicando ou não gel condutor, apresentadas na figura 5.9.

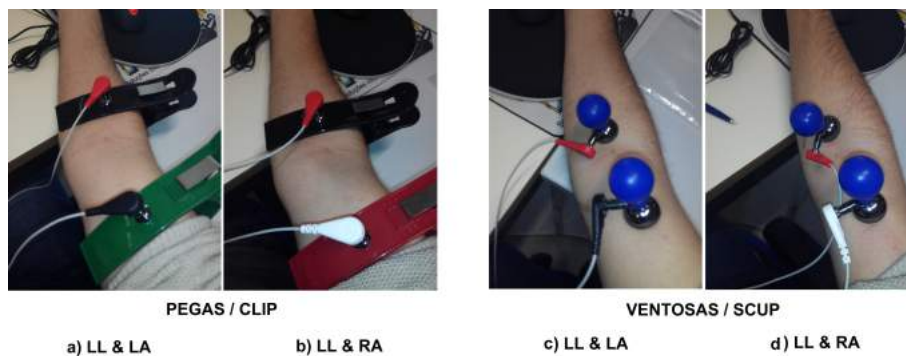


Figura 5.9: Configuração das ligações a realizadas nas Pegas e Ventosas. No braço oposto coloca-se o elétrodo: a) RA; b) LA; c) RA; d) LA.

Os cabos utilizados para ligar os eléttodos de Elásticos (PA) à placa têm também três terminais. Dois deles são o canal esquerdo (L) e o canal direito (R) e o outro serve como referência (D). Com estes três canais pode-se realizar também diferentes configurações das ligações, aplicando ou não o gel condutor, apresentadas na figura 5.10.

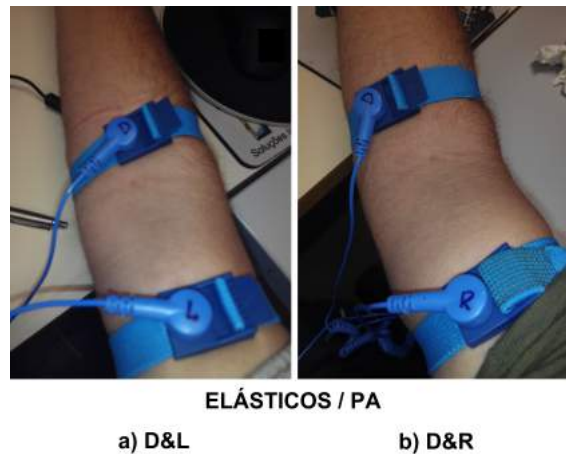


Figura 5.10: Configuração das ligações realizadas nos Elásticos. No braço oposto coloca-se o eléttodo: a) R; b) L.

Para controlar o Veleiro através de sinais EMG realizou-se um levantamento de possíveis movimentos propícios para o mesmo. Antes da idealização dos movimentos definiu-se a posição da colocação dos eléttodos.

Após definida a posição da colocação de eléttodos foi possível captar as amostras do Utilizador em repouso. Esta medida teve em vista uma possível calibração do sistema tal como a possível implementação de filtros para eliminar as interferências que aconteçam no processo de aquisição das amostras.

Para tratar os dados dos movimentos utilizou-se algumas ferramentas de análise tanto no programa *Brain Bay* como na análise matemática dos gráficos. Uma análise dos dados recorrendo a estas ferramentas serviu para distinguir os movimentos de interesse através de determinados padrões.

Após definir-se os padrões para classificar os movimentos de interesse desenvolveu-se o Sistema de Controlo. Como mencionado em 5.1.2 é constituído por dois módulos sendo um deles o de “Modelação de Sinais”. Para esta modelação de sinais elaboraram-se submódulos com as regras de interpretação de cada um dos movimentos. Estas regras foram implementadas com base na metodologia dos SIM apresentadas em 3.2.5. Quando o movimento é interpretado o módulo dispara e é enviado para o “Controlador”.

Implementação da Solução Apresentada

6.1 Comparação de Elétrodos

6.1.1 Pegas (Clips)

Nas amostras adquiridas com as Pegas, conclui-se que ao realizar a configuração do tipo “LL-RA” não se consegue adquirir o ritmo cardíaco, apenas ruído. Já numa configuração “LL-LA” consegue-se adquirir o ritmo cardíaco independente de se aplicar gel ou não. Selecionou-se duas amostras de 10 segundos para cada aquisição do ritmo cardíaco (sem gel e com gel) e de seguida analisou-se a sobreposição de ambas as amostras no gráfico da figura 6.1.

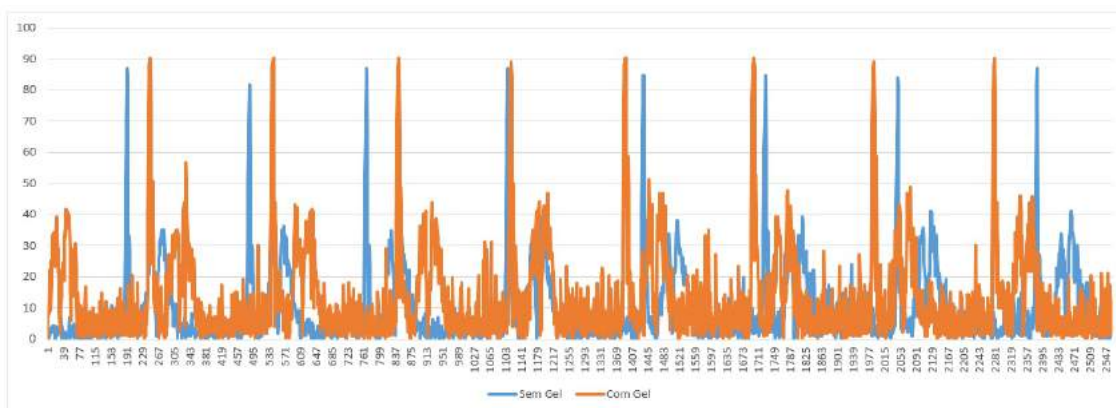


Figura 6.1: Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem gel e com gel) da ligação “LL-LA” com Pegas. Escala: [mV/nº amostra]

Da análise, repara-se que a amplitude/pico periódica “P” possui maior valor e é mais

constante ao longo do tempo quando aplicado gel, embora possua mais ruído do que ao não aplicar.

6.1.2 Ventosas (Scups)

Para as amostras adquiridas com as Ventosas, realizou-se a mesma configuração das ligações usada nas Pegas e tiraram-se conclusões idênticas. Numa configuração “LL-RA” não se consegue adquirir o ritmo cardíaco, apenas ruído, e numa configuração “LL-LA” consegue-se adquirir o ritmo cardíaco independentemente de se aplicar ou não gel condutor.

Ainda assim, ao usar as ventosas a aquisição torna-se mais limitada devido aos problemas de contacto dos elétrodos com a pele (soltam-se facilmente). Selecionaram-se duas amostras de 10 segundos para cada aquisição do ritmo cardíaco (sem gel e com gel) e de seguida analisou-se a sobreposição de ambas as amostras no gráfico da figura 6.2.

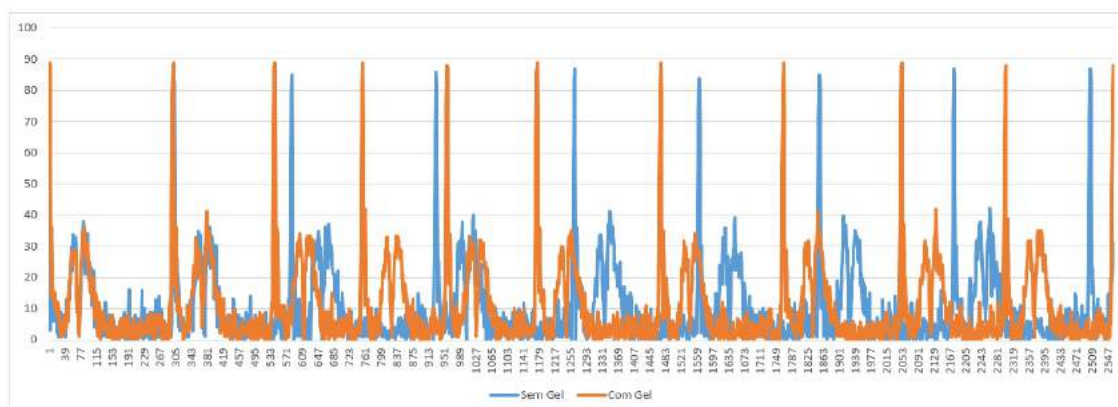


Figura 6.2: Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem e com Gel) da ligação “LL-LA” com Ventosas. Escala: [mV/nº amostra]

Da análise repara-se que a amplitude/pico periódica “P” aplicando gel têm um valor maior, é mais constante ao longo do tempo e possui menor ruído do que ao não aplicar gel.

6.1.3 Elásticos (PA)

Nas amostras adquiridas com os elásticos, conclui-se que ao realizar tanto uma configuração do tipo “D-L” como uma configuração do tipo “D-R” consegue-se adquirir o ritmo cardíaco. A única diferença entre elas é que o sinal vem inverso.

Para ambas as configurações selecionaram-se também duas amostras de 10 segundos para a aquisição do ritmo cardíaco (sem gel e com gel) e realizou-se a análise da sobreposição de ambas as amostras (figuras 6.3 e 6.4).

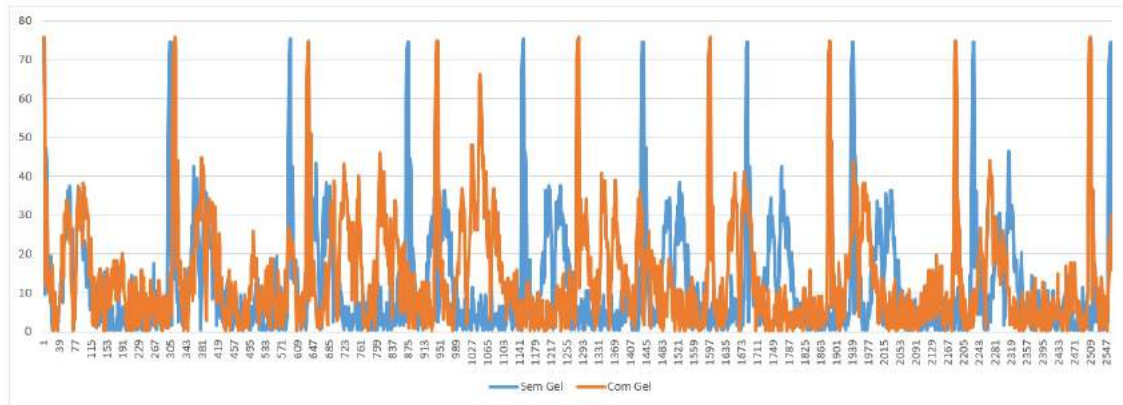


Figura 6.3: Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem Gel e com Gel) da ligação “D-L” com os Elásticos (PA). Escala: [mV/nº amostra]

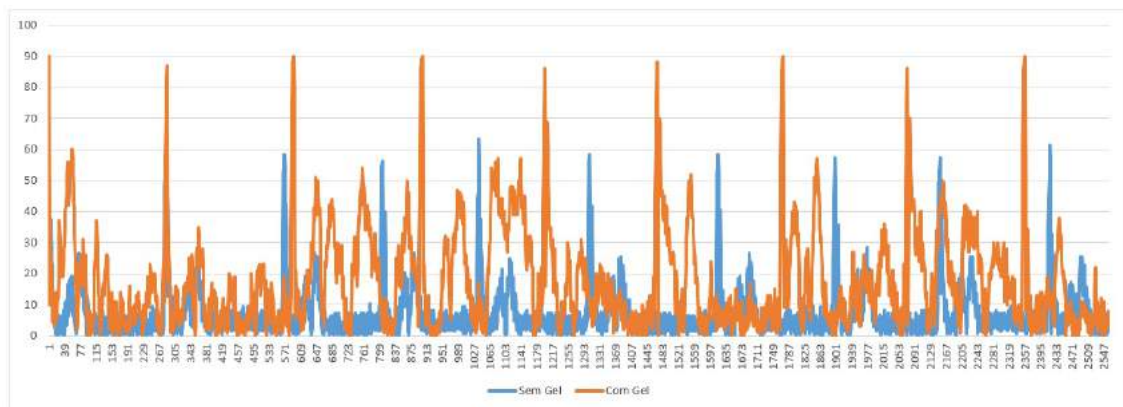


Figura 6.4: Sobreposição das duas amostras de 10 segundos (sem e com Gel) da ligação “D-R” com os Elásticos (PA). Escala: [mV/nº amostra]

Da análise denota-se que ao aplicar um pouco de gel nos eléttodos o sinal possui menos ruído e que a amplitude/pico “R” da onda “QRS” torna-se mais constante.

Estas análises permitiram elaborar a tabela 6.1 de forma a realizar uma comparação dos eléttodos e diferenciá-los em certos aspetos tais como: a aplicação ou não de gel condutor, a deteção dos picos, o ruído e quanto a sua flexibilidade na realização dos movimentos. Conclui-se que os melhores eléttodos a serem utilizados são os Elásticos.

Tabela 6.1: Comparação entre os elétrodos.

Elétrodo	Ligação	Gel	Estabilidade Pico R	Estabilidade Pico T	Ruido	Flexibilidade
CLIP	LL&LA	Com			+	
		Sem			-	
SCUP	LL&LA	Com			-	
		Sem			+	
PA	D&R	Com			-	Maior Flexibilidade na realização de movimentos
		Sem			+	
	D&L	Com			-	
		Sem			+	

6.2 Aquisição de Movimentos

Foi necessário fazer um levantamento de possíveis movimentos a serem obtidos através de sinais EMG bem como definir a posição da colocação dos elétrodos. Definiu-se a posição apresentada na figura 6.5 com a configuração “DLR”.



Figura 6.5: Posição dos elétrodos para a aquisição dos movimentos com a configuração “DLR”.

Primeiramente recorreu-se a testes EMG de forma a captar os sinais provenientes da abertura e fecho de cada dedo das mãos como apresentado na figura 6.6.

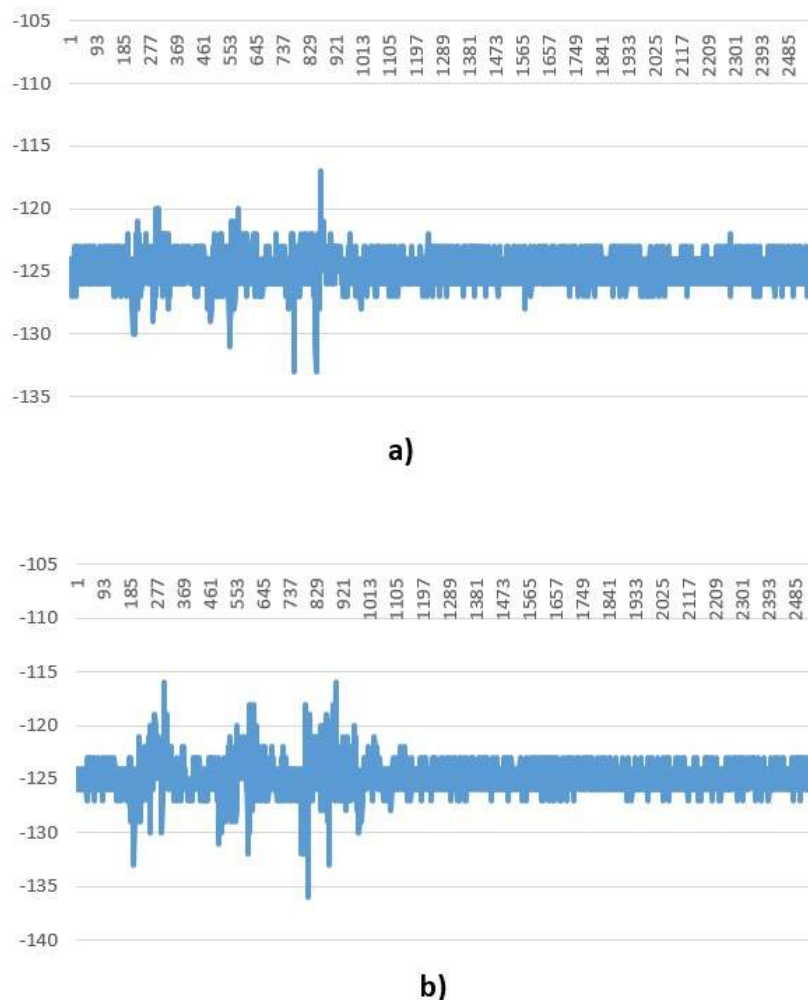


Figura 6.6: Exemplo do sinal adquirido no movimento do dedo; a) polegar; b) anelar. Escala: [mV/nº amostra]

Devido aos padrões destes movimentos serem semelhantes, o que torna difícil a sua diferenciação, optou-se por tentar adquirir outro conjunto de movimentos. Teve-se também a necessidade de utilizar outras ferramentas de análise para diferenciar os padrões de cada movimento.

Para além dos valores do sinal, decidiu-se realizar operações de análise ao sinal tais como o seu valor absoluto e a média das últimas 30 amostra do valor absoluto. Estas operações foram adicionadas ao diagrama de blocos do *BrainBay* como apresentado nas figuras 6.7 e 6.8.

CAPÍTULO 6. IMPLEMENTAÇÃO DA SOLUÇÃO APRESENTADA

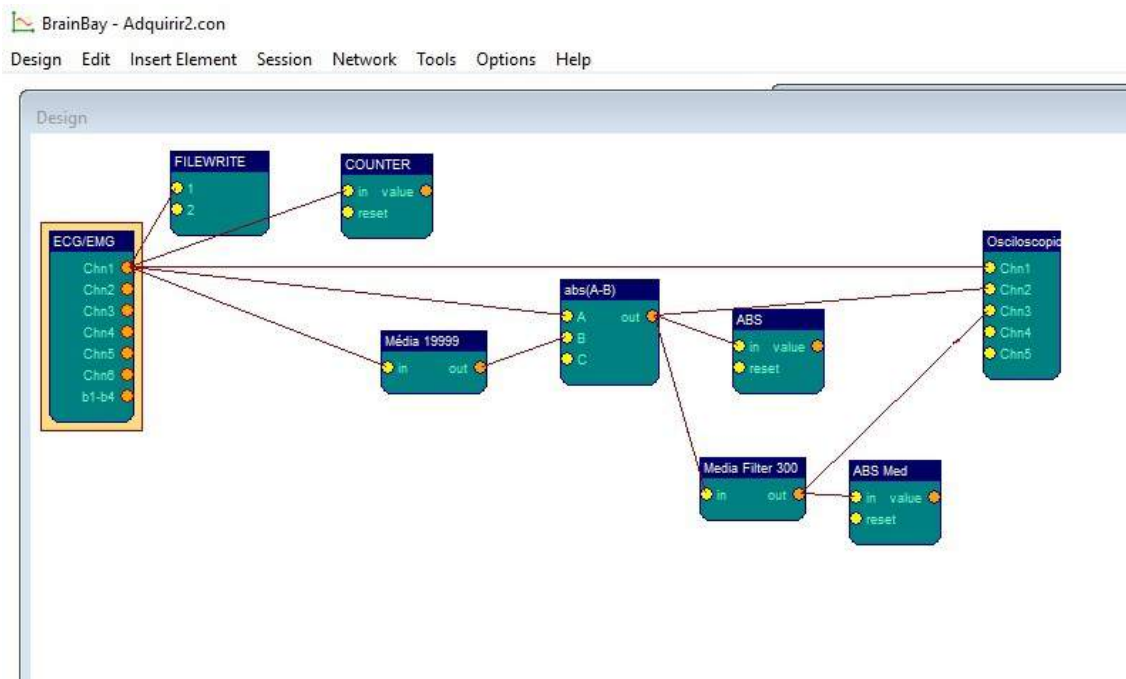


Figura 6.7: Diagrama de blocos criado para adquirir os sinais dos movimentos.

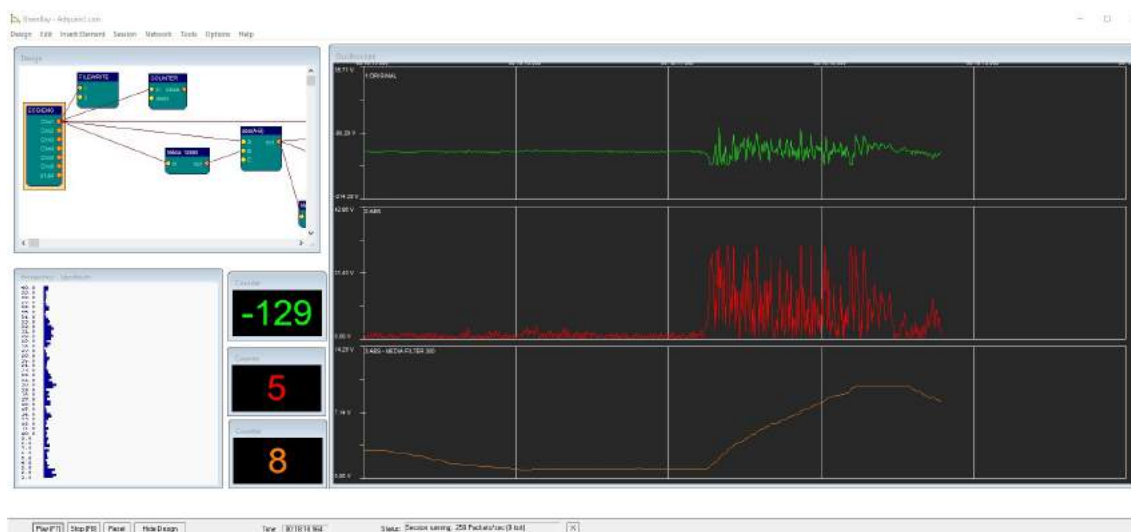


Figura 6.8: Visualização dos sinais dos movimentos fornecido pelo diagrama de blocos criado. Escala: [mV/nº amostra]

Idealizou-se um outro conjunto de movimentos de modo a serem mais acessíveis de diferenciar. Esses movimentos são: repouso, fechar a mão bruscamente, fechar a mão levemente, rodar o braço para a direita bruscamente, rodar o braço para a direita levemente, rodar o braço para a esquerda bruscamente, rodar o braço para a esquerda levemente, realizar força máxima no braço.

Como não se notou grandes diferenças através das ferramentas de análise nos movimentos suaves decidiu-se excluí-los restando os seguintes movimentos:

1. Repouso
2. Fechar Mão Bruscamente
3. Rodar para a direita Bruscamente
4. Rodar para a esquerda Bruscamente
5. Força Máxima

Nestes cinco movimentos denotou-se diferenças e padrões interessantes a partir dos quais se pode detetar os sinais de interesse.

Uma das limitações encontradas na aquisição dos movimentos foi o ruído originado ao longo do movimento. Este ruído provém de diversos fatores; entre os quais destaca-se o tempo de estabilização após as quedas de tensão originadas pelo movimento.

O fator que origina mais ruído é a qualidade de que são feitos os cabos dos elétrodos que são muito sensíveis a ruído induzido, o que vai interferir na mobilidade do utilizador quando realiza os movimentos.

De forma a solucionar este problema implementaram-se filtros ao sinal original. Para tal testou-se os vários filtros passa-baixo fornecidos no programa e das conclusões retiradas de [41] escolheu-se o filtro passa-baixo de *Butterworth* de 6ª ordem com uma frequência de corte de 30Hz [4] .

Na aquisição das amostras do sinal em repouso denotou-se que o valor fornecido pela placa não era o desejado 0 (zero), mas sim um valor aproximadamente constante que rondava o valor de -124,65 mV. Como tal, estabeleceu-se este valor como *Offset* e implementou-se uma operação para ter o valor de zero nas situações em que há ausência de movimento.

Realizou-se uma aquisição de amostras com quatro utilizadores diferentes para os restantes movimentos selecionados. Todos os utilizadores são do sexo masculino e têm uma faixa etária entre os 23 e os 26 anos. Após o levantamento das amostras realizou-se uma análise profunda com o intuito de efetuar uma devida comparação dos padrões de cada movimento em cada utilizador.

Para tal realizou-se um acerto das amostras de modo a ser possível uma sobreposição das mesmas, como está apresentado na figura 6.9.

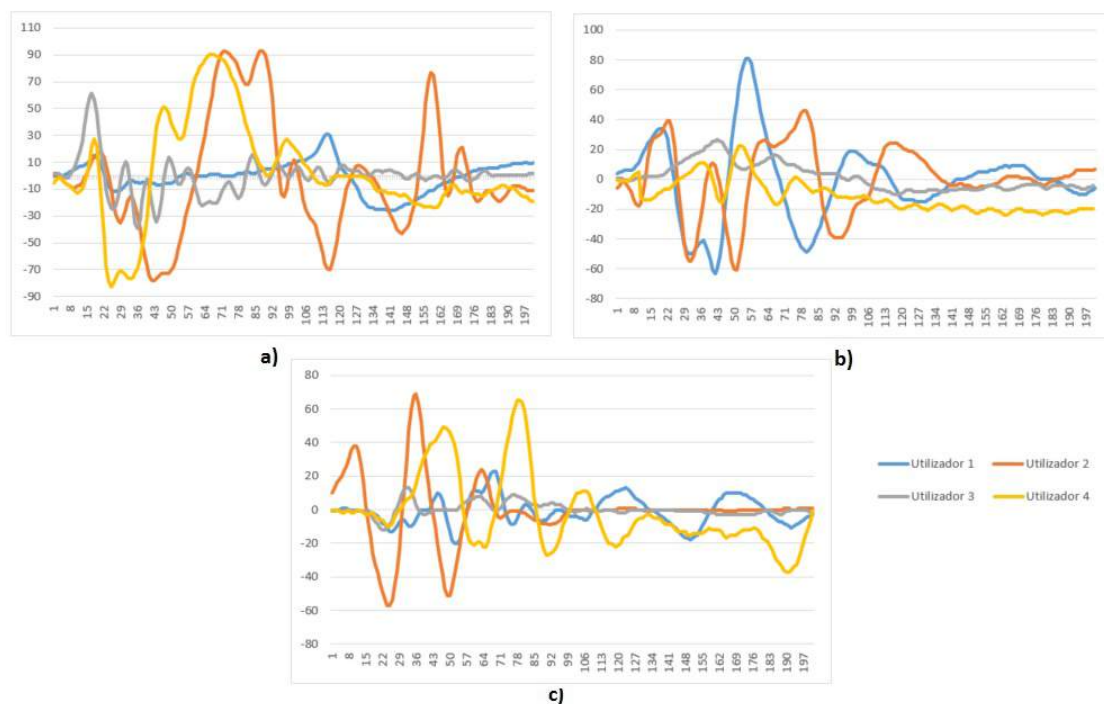


Figura 6.9: Gráficos da sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento; a) Rodar para a Direita Bruscamente; b) Rodar para a Esquerda Bruscamente; c) Fechar a Mão Bruscamente. Eléttodos colocados como apresentado na figura 6.5. Escalas: [mV/nº amostra]

Pela análise dos gráficos da figura 6.9 não foi possível definir um padrão para cada um destes movimentos, uma vez que apresentam comportamentos bastante díspares. Como tal redefiniu-se novos movimentos e uma nova zona de colocação dos eléttodos. Estes movimentos são:

1. Repouso
2. Fechar Mão
3. Força

Relativamente a nova zona de colocação dos eléttodos, apresentada na figura 6.10, teve-se em atenção tentar encontrar uma zona do braço que sofresse alteração suficiente sempre que é realizado um destes movimentos. Com os eléttodos colocados nesta nova área muscular os movimentos continuam a ser adquiridos da mesma maneira.



Figura 6.10: Nova posição dos elétrodos para a aquisição com a configuração “DLR”.

6.2.1 Movimento Fechar Mão

À semelhança do efetuado para os primeiros movimentos, realizou-se também a aquisição das amostras de diferentes utilizadores para o movimento “Fechar Mão”. Após o levantamento das amostras efetuou-se a respetiva análise com o intuito de realizar uma comparação dos padrões em cada utilizador. A sobreposição das amostras de cada utilizador está apresentado na figura 6.11.

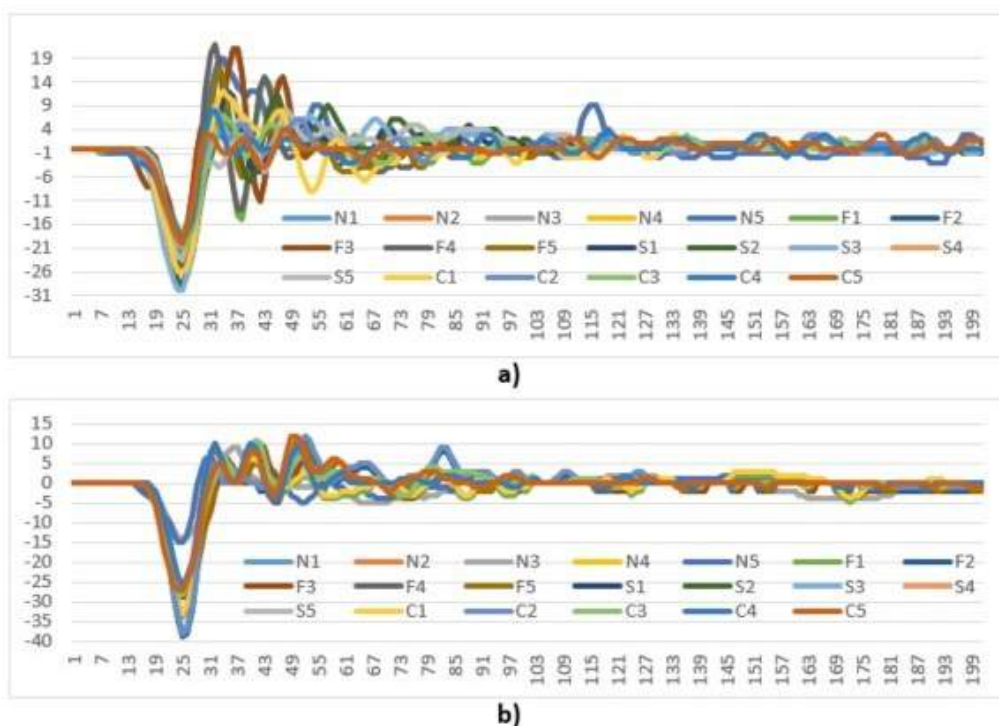


Figura 6.11: Sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento: a) “Fechar Mão Direita”; b) “Fechar Mão Esquerda”. (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]

Com este treino do movimento é possível encontrar um padrão semelhante tanto no braço esquerdo como no braço direito. De forma a construir o classificador para a regra deste movimento realizou-se também os gráficos da figura 6.12 com a sobreposição do filtro de média das últimas 30 amostras e da aplicação da sua derivada.

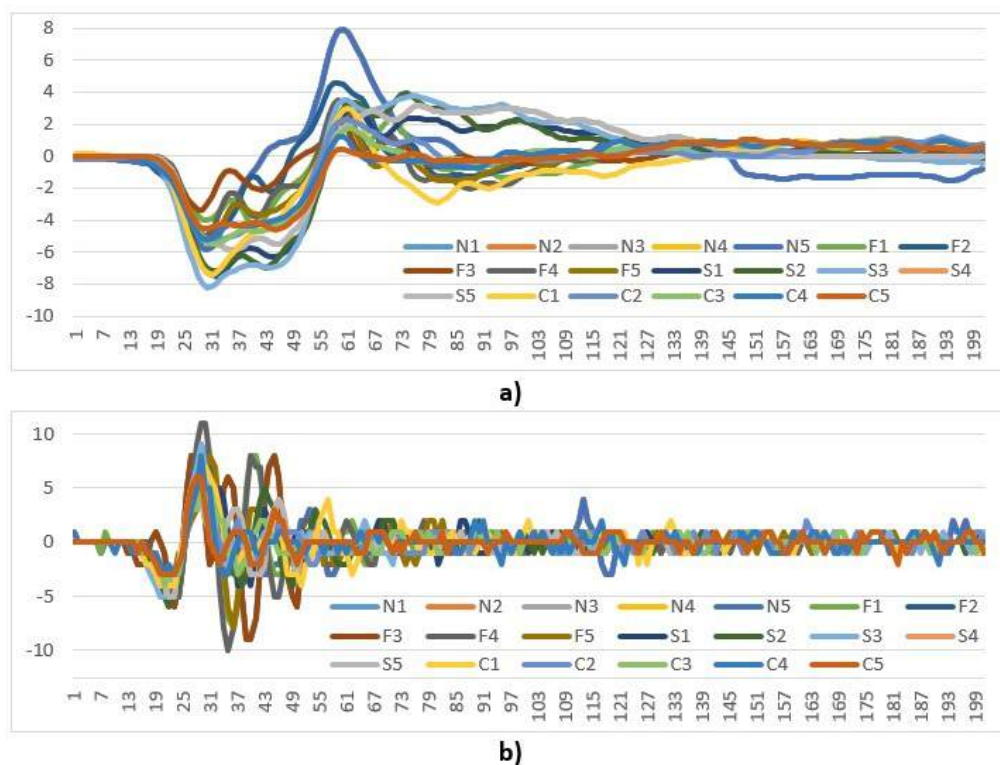


Figura 6.12: a) Sobreposição da média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Fechar Mão Direita”; b) Sobreposição da derivada média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Fechar Mão Direita” (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]

Realizou-se ainda a sobreposição das três ferramentas de análise num só gráfico, apresentado na figura 6.13, de forma a ajudar na interpretação da regra deste movimento.

Com a aplicação desta metodologia foi possível definir uma regra capaz de captar o movimento “Fechar Mão” realizado pelo utilizador. O desenvolvimento e a implementação desta regra apresenta-se em 6.4.1.1.

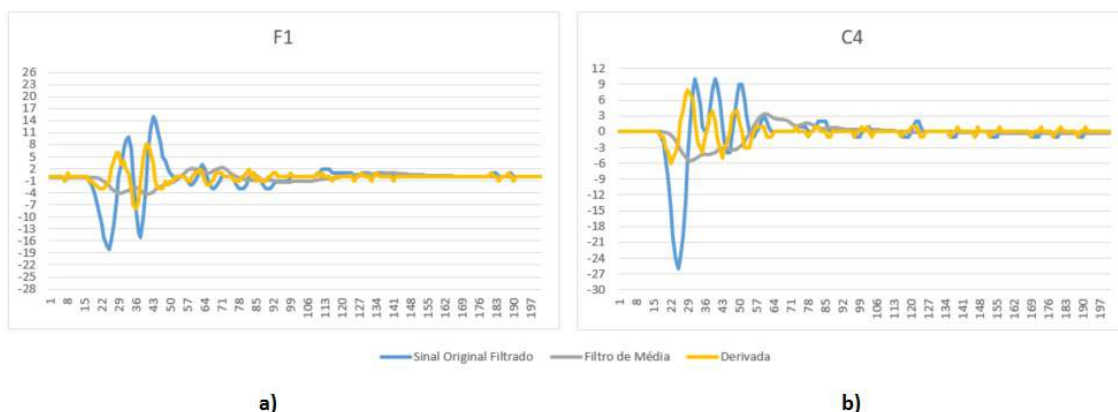


Figura 6.13: Sobreposição das diferentes ferramentas de análise para o movimento: a) “Fechar Mão Direita” (amostra 1 do utilizador “F”); b) “Fechar Mão Esquerda” (Amostra 4 do utilizador “C”). Escala: [mV/nº amostra]

6.2.2 Movimento Força Mão

Aplicou-se a mesma metodologia para o movimento “Força Mão”. A sobreposição das amostras de cada utilizador está apresentado na figura 6.14.

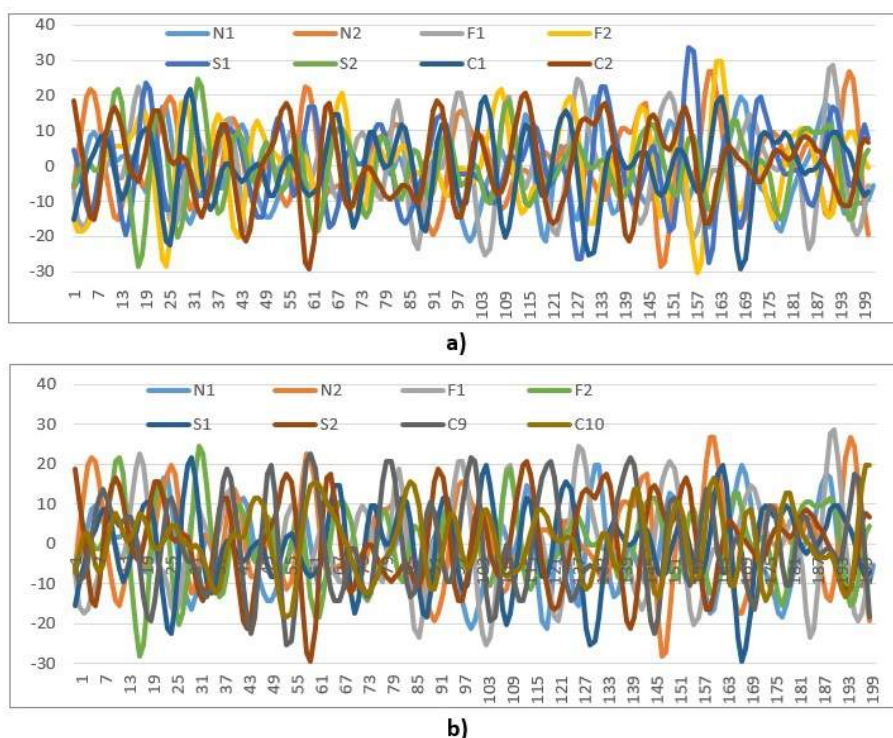


Figura 6.14: Sobreposição das amostras dos diferentes utilizadores para o movimento: a) “Força Mão Direita”; b) “Força Mão Esquerda”. (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o número das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]

É possível também encontrar um padrão semelhante em ambos os braços. Os gráficos com a sobreposição do filtro de média das últimas 30 amostras e da aplicação da sua derivada estão apresentados na figura 6.15.

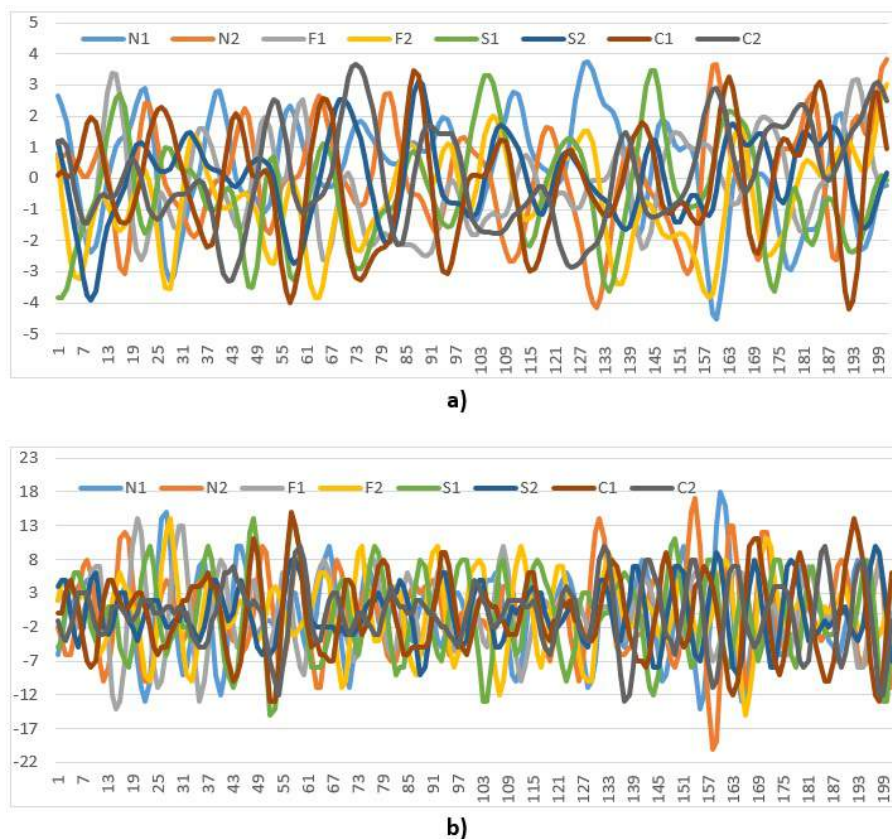


Figura 6.15: Sobreposição da a) média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Força Mão Direita”; b) derivada média das últimas 30 amostras dos diferentes utilizadores para o movimento “Força Mão Direita” (Nx, Fx, Sx, Cx: Sendo N, F, S e C as iniciais dos utilizadores e x o nº das amostras.) Escala: [mV/nº amostra]

De forma a ajudar na interpretação da regra deste movimento realizou-se mais uma vez a sobreposição das três ferramentas de análise no gráfico da figura 6.16

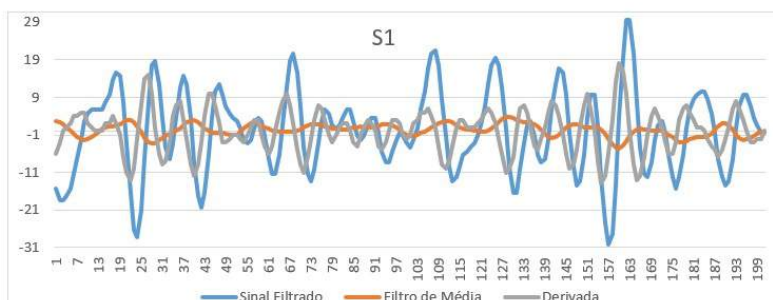


Figura 6.16: Sobreposição das diferentes ferramentas de análise para o movimento de “Força da Mão Direita” (amostra 1 do utilizador “S”). Escala: [mV/nº amostra]

Com esta metodologia foi também possível definir uma regra capaz de captar o movimento “Força Mão”. O desenvolvimento e a implementação desta regra apresenta-se em 6.4.1.2.

De referir que qualquer movimento realizado pelo utilizador que seja diferente do “Fechar Mão” e do “Força Mão” não é considerado pelo sistema.

6.3 Definição das ações do Veleiro

O Veleiro que foi proposto de ser controlado possui dois servos. Um deles atua sobre o motor da Vela e o outro sobre o motor do Leme. Em primeiro lugar foi necessário definir os limites máximo e mínimo para cada um destes servos.

Estes limites foram definidos através de um processo experimental onde se atuou diretamente em cada um dos servos, realizando a leitura do valor de cada um no seu estado inicial e um processo de incremento até encontrar o seu limite.

Estabeleceu-se ainda uma margem para cada limite de forma a não estar a forçar os motores. De referir que os limites da vela são valores escritos em microsegundos e os do leme em ângulos:

Vela Max: 650
Vela Min: 1300

Leme Max: 140
Leme Min: 25

Após um enquadramento com base na navegação de um veleiro idealizou-se as ações de controlo da tabela que são:

1. Rodar Leme Bombordo
2. Rodar Leme Estibordo
3. Folgar Vela
4. Caçar Vela
5. Mudança de Bordo

Como os dois movimentos apresentados em 6.2 foi necessário realizar várias composições entre eles, tabela 6.2, para corresponderem as ações de controlo sobre o veleiro estabelecidas.

Tabela 6.2: Correspondência entre os Movimentos e as Ações do Veleiro.

Rodar Leme Bombordo	<->	Fechar Mão Esquerda
Rodar Leme Estibordo	<->	Fechar Mão Direita
Folgar Vela	<->	Força Mão Esquerda
Caçar Vela	<->	Força Mão Direita
Mudança de Bordo	<->	Fechar Ambas as Mãos

Pretende-se então: rodar o leme para bombordo quando o utilizador fechar a mão esquerda; rodar o leme para estibordo quando fechar a mão direita; folgar a vela quando realiza força na mão esquerda; caçar a vela quando realiza força na mão direita e realizar uma mudança de bordo se fechar as duas mãos em simultâneo. O processo de mudança de bordo passa por caçar totalmente a vela (até o seu limite máximo) e colocar o leme na posição contrária a que se encontrava no momento antecedente.

O desenvolvimento e a implementação desta correspondência apresenta-se em 6.4.2.

6.4 Desenvolvimento e Implementação do modelo IHS

Como proposto em 5.1, a solução apresentada passa pelo desenvolvimento do modelo IHS recorrendo a ferramenta “IOPT-Flow”. Tal como foi apresentado anteriormente esta IHS é composta pelos três blocos da figura 1.1 em que cada um deles é desenvolvido por módulos e também por submódulos.

O “Utilizador” vai ter os elétrodos colocados nos dois braços, que por sua vez cada um deles está ligado a uma *Shield-EKG-EMG* acoplada num *Arduino*.

No *Arduino* vai estar incluído um programa que possibilita a aquisição dos sinais bioelétricos, como foi referido em 5.2, o módulo do “Sistema de Controlo”, e a comunicação com um segundo *Arduino* que se encontra no Veleiro.

Para desenvolver o módulo do **Sistema de Controlo** foi necessário criar os dois módulos da figura 6.17

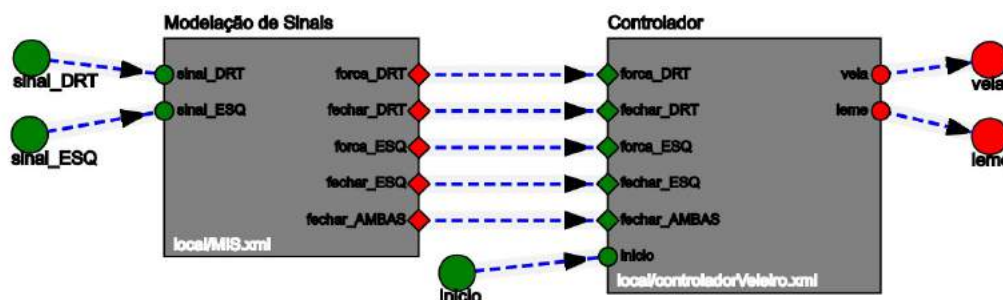


Figura 6.17: Desenvolvimento do módulo “Sistema de Controlo” na ferramenta “IOPT-Flow”.

Este módulo recebe como sinais de entrada o “sinal-DRT” e o “sinal-ESQ”, correspondentes aos valores bioelétricos dos braços direito e esquerdo respetivamente, e que são enviados para o módulo de **Modelação de Sinais**. Tem ainda que receber o sinal “início” que funciona como variável de arranque do sistema.

Relativamente aos sinais de saída este módulo vai enviar para o exterior os sinais “vela” e “leme” gerados pelo módulo do **Controlador**. Os valores destes sinais são enviados para o *Arduino* presente no Veleiro que, mediante a informação neles contida, executa as respetivas ações sobre a vela e o leme.

6.4.1 Modelação de Sinais

O desenvolvimento deste módulo, apresentado na figura 6.18, permite estabelecer uma modelação dos sinais. Para tal envia os valores dos sinais adquiridos para os módulos dos movimentos.

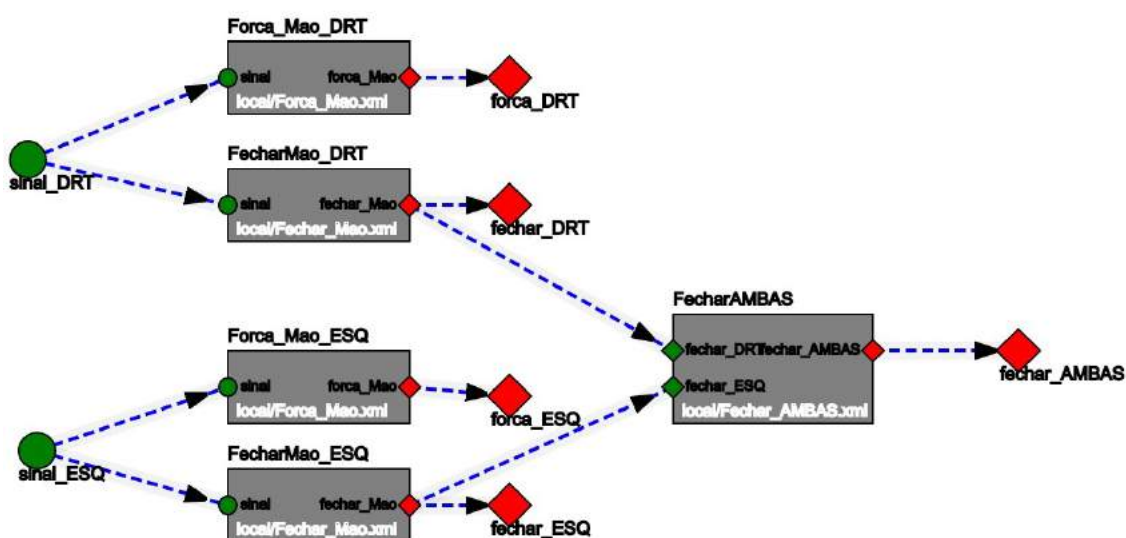


Figura 6.18: Desenvolvimento do módulo “Modelação de Sinais”.

Recebe como sinais de entrada o “sinal-DRT” e o “sinal-ESQ”. Envia o “sinal-DRT” para os módulos “Força-Mão-DRT” e “Fechar-Mão-DRT” e o “sinal-ESQ” para os módulos “Força-Mão-ESQ” e “Fechar-Mão-ESQ”.

Caso o módulo que recebe o sinal for ativo (isto é, caso as amostras que recebe correspondam ao movimento pretendido) vai ser gerado o seu evento correspondente. Desta forma o módulo **Modelação de Sinais** possui os cinco eventos de saída: “força-DRT”, “força-ESQ”, “fechar-DRT”, “fechar-ESQ” e “fechar-AMBAS”.

6.4.1.1 Módulo Fechar Mão

Antes de desenvolver o módulo “Fechar Mão” na ferramenta “IOPT-Flow” foi necessário obter o padrão deste movimento recorrendo à metodologia SIM apresentada em 3.2.5. Pela análise dos gráficos realizados em 6.2.1 foi possível desenvolver a solução da figura 6.19 que permite a interpretação deste movimento definindo um evento e dois macro-eventos.

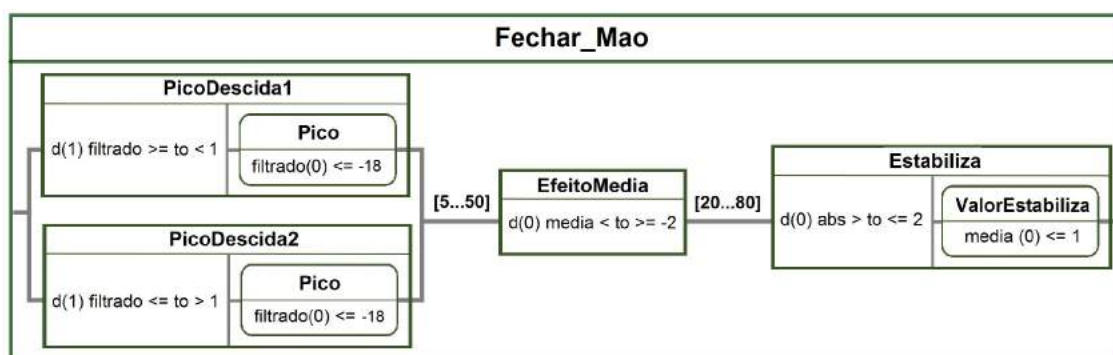


Figura 6.19: Interpretação do movimento “Fechar Mão”.

O macro-evento “PicoDescida1” verifica se a derivada do sinal “filtrado” era maior ou igual e passou a ser menor que “1”. Verifica ainda se a condição “Pico” é válida no mesmo passo de execução. O macro-evento “PicoDescida2” verifica se a derivada do sinal “filtrado” era menor ou igual e passou a ser maior que “-1” e se a condição “Pico” é válida no mesmo passo de execução. A condição “Pico” verifica se o valor do sinal “filtrado” é menor ou igual a “-18”. Estes dois macro-eventos, “PicoDescida1” e “PicoDescida2”, têm uma lógica idêntica e servem para estabelecer o intervalo de valores $[-1;1]$. Este intervalo foi necessário pois pretendia-se que a derivada entre duas amostras fosse zero, algo que foi difícil de acontecer devido a frequência de amostragem utilizada. Se um destes macro-eventos disparar fica válido durante as 5 a 50 amostras seguintes para o evento “EfeitoMedia”.

O evento “EfeitoMedia” verifica se o sinal “media” era menor e passou a ser maior ou igual a “-2”. Caso este evento dispare fica válido durante as 20 a 80 amostras seguintes

para o macro-evento “Estabiliza”.

Este último macro-evento, “Estabiliza”, verifica se o valor do sinal “abs” era maior e passou a ser menor ou igual a “2”. Verifica ainda se condição “valorEstabiliza” é válida no mesmo passo de execução. A condição “valorEstabiliza” verifica se o valor do sinal “media” é menor ou igual a “1”. Caso o resultado desta interpretação seja válido é ativo o evento do movimento “Fechar Mão”. Na figura 6.20 está apresentado o desenvolvimento do módulo “Força Mão” na ferramenta “IOPT-Flow”.

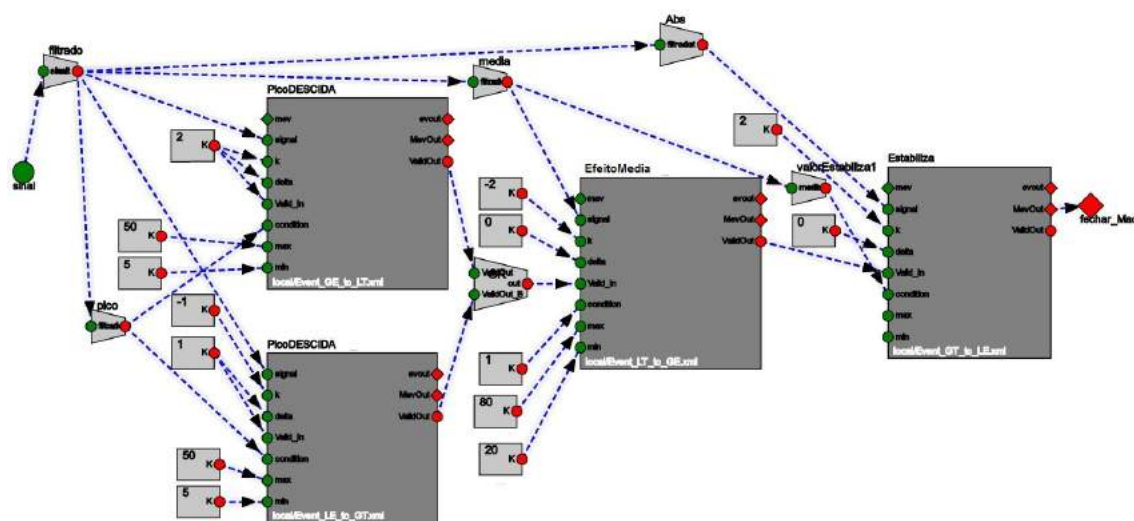


Figura 6.20: Desenvolvimento do módulo “Fechar Mão” na ferramenta “IOPT-Flow”.

6.4.1.2 Módulo Força Mão

Pela análise dos gráficos realizados em 6.2.2 foi possível desenvolver a solução da figura 6.21 que permite a interpretação do movimento “Força Mão”. Esta interpretação foi conseguida definindo quatro macro-eventos.

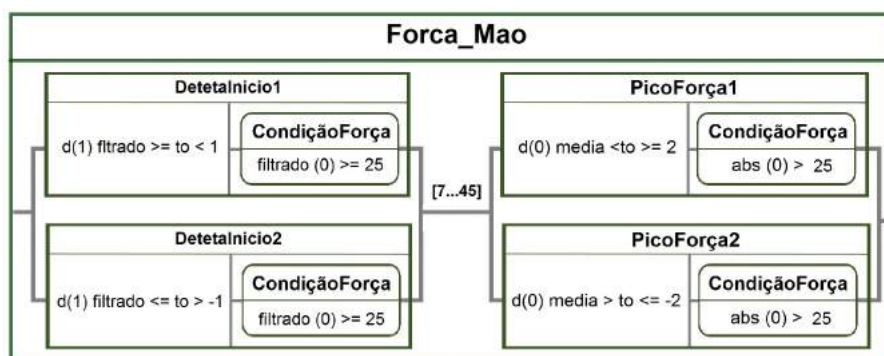


Figura 6.21: Interpretação do movimento “Força Mão”.

O macro-evento “DetetaInicio1” verifica se a derivada do sinal “filtrado” era maior ou igual e passou a ser menor que “1”. Verifica ainda se a condição “CondiçãoForça” é válida no mesmo passo de execução. O macro-evento “DetetaInicio2” verifica se a derivada do sinal “filtrado” era menor ou igual e passou a ser maior que “-1” e se a condição “CondiçãoForça” é válida no mesmo passo de execução. A condição “CondiçãoForça” verificar se o valor do sinal “filtrado” é maior ou igual a “25”. Estes dois macro-eventos, “DetetaInicio1” e “DetetaInicio2”, têm uma lógica idêntica e servem para estabelecer o intervalo de valores [1;-1]. Este intervalo foi necessário pois pretendia-se que a derivada entre duas amostras fosse zero, algo que foi difícil de acontecer devido a frequência de amostragem utilizada. Se um destes macro-eventos disparar fica válido durante as 7 a 45 amostras seguintes.

O macro-evento “PicoForça1” verifica se o valor do sinal “media” era menor e passou a ser maior ou igual a “2” e se a condição “condiçãoForça” é válida no mesmo passo de execução. O macro-evento “PicoForça2” verifica se o valor do sinal “media” era maior e passou a ser menor ou igual a “-2” e se a condição “condiçãoForça” também é válida no mesmo passo de execução. A condição “Pico” verifica se o valor do sinal “abs” é maior que “13”. Estes dois macro-eventos, “PicoForça1” e “PicoForça2”, têm uma lógica idêntica e servem para estabelecer o intervalo de valores [2;-2]. Este intervalo foi necessário, pois pretendia-se que a derivada entre duas amostras fosse zero, algo que foi difícil de acontecer devido à frequência de amostragem utilizada.

Caso o resultado desta interpretação seja válido é ativo o evento do movimento Força Mão. Na figura 6.22 está apresentado o desenvolvimento descrito na ferramenta “IOPT-Flow”.

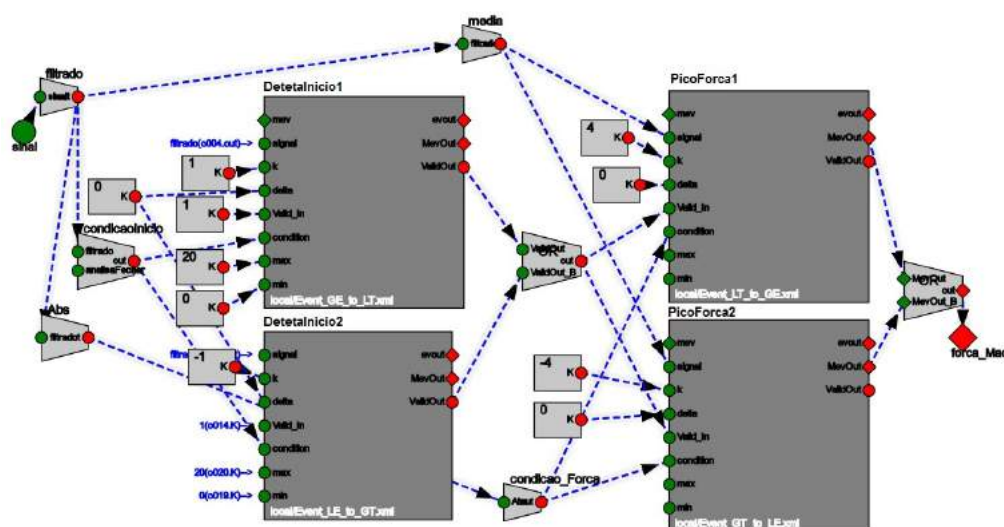


Figura 6.22: Desenvolvimento e implementação do módulo “Força Mão” na ferramenta “IOPT-Flow”.

6.4.1.3 Módulo Fechar Ambas

Pretende-se que o movimento “Fechar Ambas” aconteça quando o utilizador feche ambas as mãos em simultâneo. Uma vez que já foi desenvolvida a solução que permite interpretar o movimento de “Fechar Mão” foi possível desenvolver a solução que permite a interpretação do movimento “Fechar Ambas” da figura 6.23.

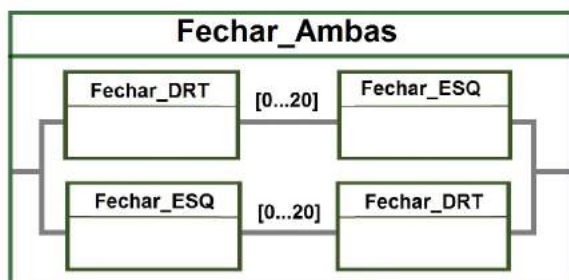


Figura 6.23: Interpretação do movimento “Fechar Ambas”.

Dado ser difícil o utilizador fechar ambas as mãos exatamente ao mesmo tempo recorreu-se ao módulo *Event Life Time* fornecido pela ferramenta “IOPT-Flow” que serve para deixar válido um evento durante um determinado tempo de vida. Foi então desenvolvida a operação OR de duas composições em que cada uma tem dois eventos do tipo *Event Life Time*. Na primeira utiliza-se um *Event Life Time* que recebe o sinal “Fechar-DRT” e que fica válido durante as 0 a 20 amostras seguintes para o *Event Life Time* que recebe o sinal “Fechar-ESQ”. Na segunda composição realiza-se o raciocínio inverso, ou seja, utiliza-se também um *Event Life Time* que recebe o sinal “Fechar-ESQ” e que fica válido durante as 0 a 20 amostras seguintes para o *Event Life Time* que recebe o sinal “Fechar-DRT”. Caso uma destas duas composições seja válida é ativo o evento do movimento de fechar ambas as mãos. Na figura 6.24 está apresentado o desenvolvimento descrito na ferramenta “IOPT-Flow”.

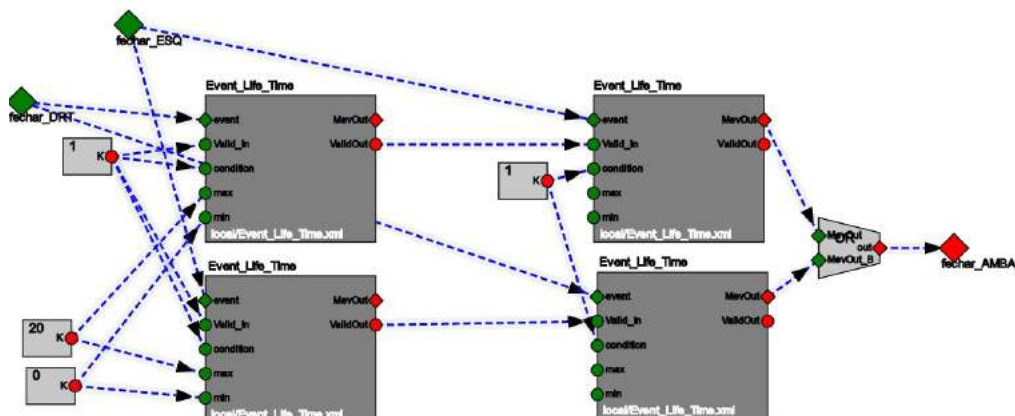


Figura 6.24: Desenvolvimento do módulo “Fechar Ambas” na ferramenta “IOPT-Flow”.

6.4.2 Controlador

Para desenvolver um módulo que permita controlar o veleiro foi necessário realizar, em primeiro lugar, uma correspondência entre os valores dos limites dos servos, definidos na tabela ??, com os valores que são gerados pelo “Controlador”.

Definiu-se para o leme o valor mínimo "0" e máximo "10". Relativamente a vela definiu-se como valor mínimo "0" e máximo "20".

Tal como referido em 5.1.2 começou-se por desenvolver o controlador com o recurso da ferramenta “IOPT-Tools” (figura 6.25).

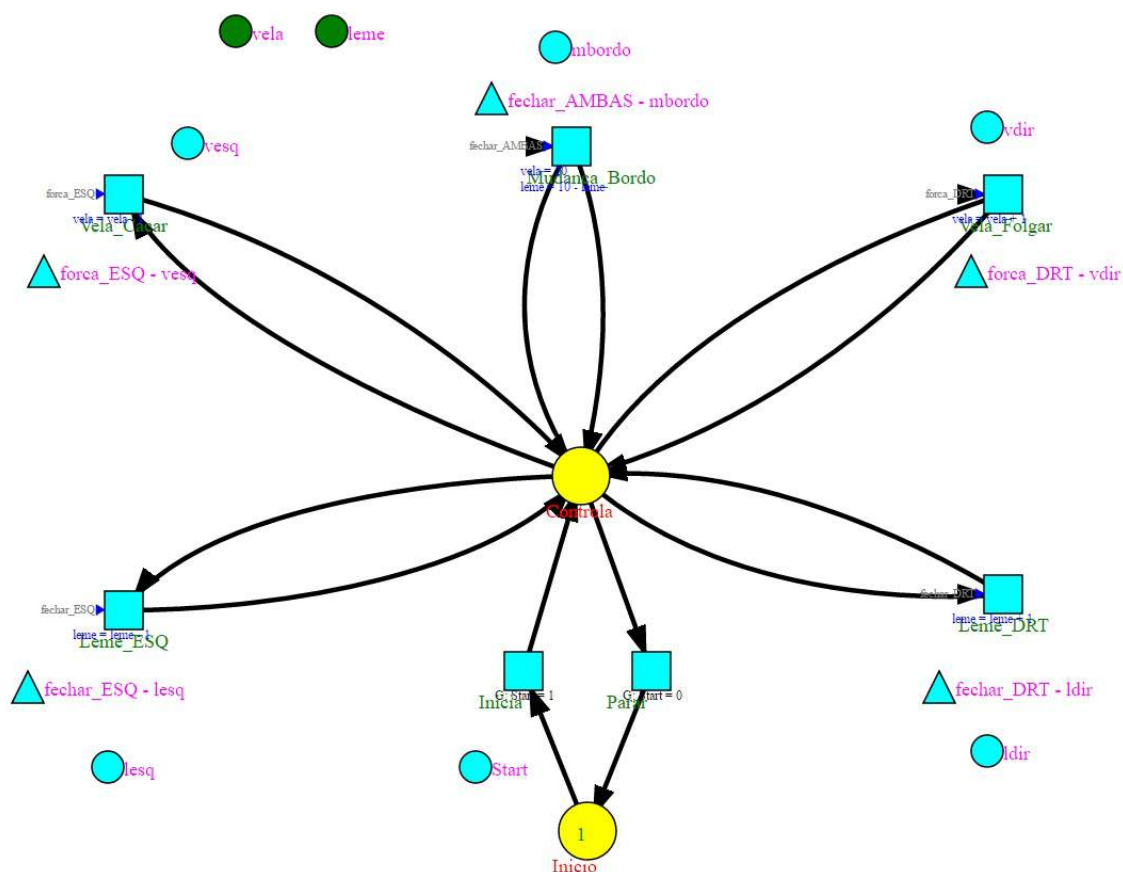


Figura 6.25: Desenvolvimento do módulo “Controlador” na ferramenta “IOPT-Tools”.

Através da simulação da ferramenta “IOPT-Tools” foi possível validar o funcionamento do “Controlador” e procedeu-se ao desenvolvimento do mesmo recorrendo a ferramenta “IOPT-Flow” (figura 6.26).

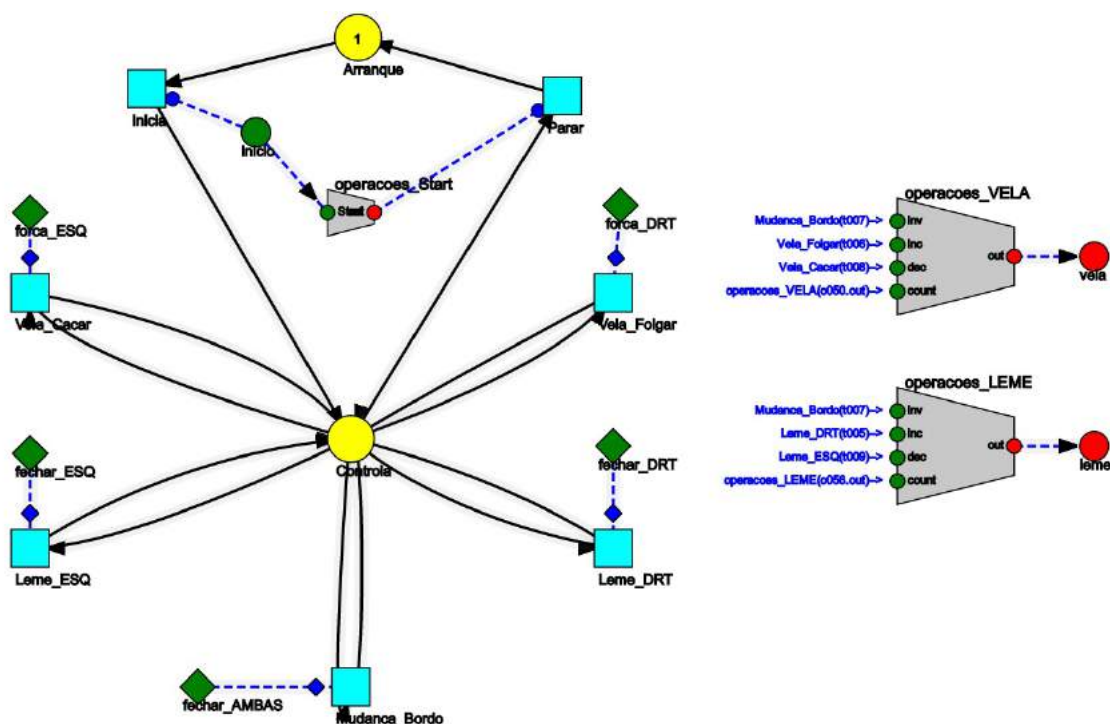


Figura 6.26: Desenvolvimento do módulo “Controlador” na ferramenta “IOPT-Flow”.

O módulo “Controlador” recebe cinco eventos de entrada e vai gerar dois sinais de saída (valores de atuação na vela e no leme do veleiro). Do módulo de “Modelação de Sinais” vai receber aos eventos de entrada:

- “forca-ESQ” que corresponde a ação “Vela-Folgar”;
- “forca-DRT” que corresponde a ação “Vela-Caçar”;
- “fechar-ESQ” que corresponde a ação “Leme-ESQ”;
- “fechar-DRT” que corresponde a ação “Leme-DRT”;
- “fechar-AMBAS” que corresponde a ação “Mudança-Bordo”.

Uma vez que é ativo um dos eventos de entrada vai ser realizada a ação correspondente. Para controlar o leme e a vela do veleiro foi necessário realizar operações sobre estes sinais de saída (leme e vela). Para tal foi usado um módulo operador, para cada sinal, que recebe cinco sinais.

Como já foi referido o processo de mudança de bordo passa por caçar totalmente a vela (até o seu limite máximo) e colocar o leme na posição contrária a que se encontrava. Como tal teve de desenvolver-se este comportamento em ambos os operadores.

O operador “operações-VELA” tem o seguinte funcionamento:

- Caso receba o sinal “Mudança-Bordo” vai colocar a sinal vela com o valor “20” (no seu limite máximo).;
- Caso receba o sinal “Vela-Folgar” realiza a operação “count[-1] + 1” (incrementa o sinal da vela e sendo “count[-1]” o valor actual);
- Caso receba o sinal “Vela-Caçar” realiza a operação “count[-1] - 1” (decrementa o sinal da vela);
- Em outros casos a vela permanece com o valor anterior.

O operador “operações-LEME” têm um funcionamento semelhante:

- Caso receba o sinal “Mudança-Bordo” vai atribuir ao sinal leme um novo valor mediante “count[-1]” (o seu valor atual). Caso “count[-1] < 5” coloca o sinal leme com o valor “10”, caso “count[-1] = 5” coloca o sinal leme com o valor “5” e caso “count[-1] > 5” coloca o sinal leme com o valor “0”;
- Caso receba o sinal “Leme-DRT” realiza a operação “count[-1] + 1” (incrementar o sinal da leme);
- Caso receba o sinal “Leme-ESQ” realiza a operação “count[-1] - 1” (decrementar o sinal do leme);
- Em outros casos o leme permanece com o valor anterior.

O funcionamento do módulo do “Controlador” desenvolvido na “IOPT-Flow” foi também validado recorrendo ao simulador da ferramenta.

6.4.3 Implementação do Utilizador e Sistema de Controlo

Após o desenvolvimento individual dos módulos necessários para a elaboração do modelo IHS na ferramenta “IOPT-Flow” foi possível passar à fase de implementação do modelo.

Como já referido, um recurso que as ferramentas “IOPT-Tools” e “IOPT-Flow” fornecem é um gerador automático de código.

Para realizar a implementação do Utilizador e Sistema de Controlo foi necessário desenvolver o código “*Utilizador-SC.ino*” em Linguagem C. Este representa um conjunto vários códigos e bibliotecas como é indicado na figura 6.27.

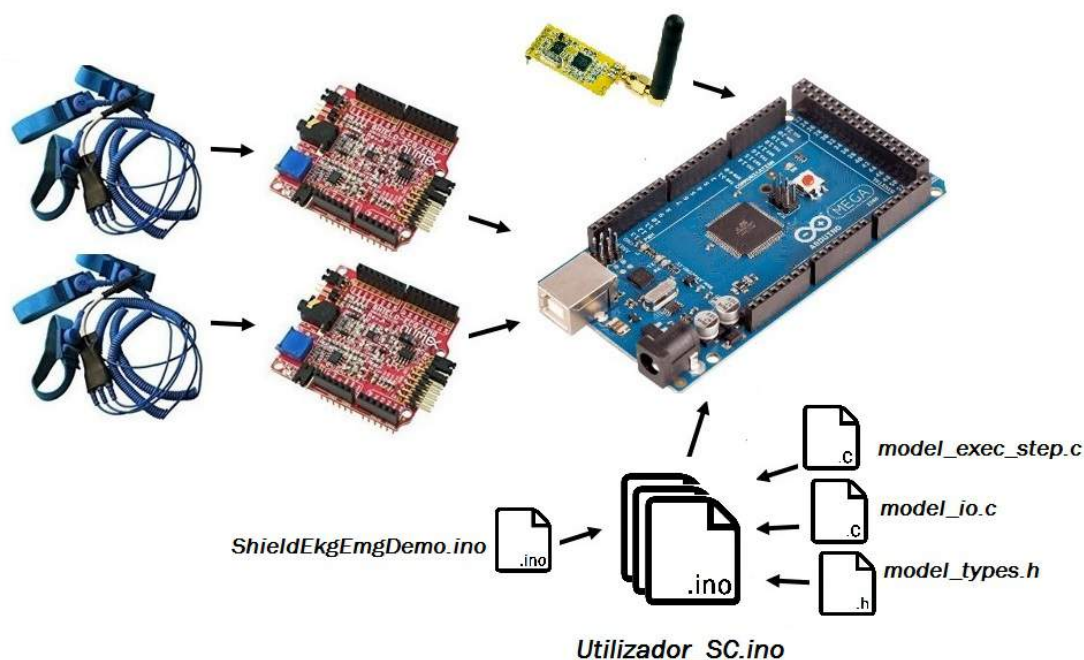


Figura 6.27: Implementação de “Utilizador” e “Sistema de Controlo”.

Para estabelecer a comunicação entre o *Arduino* e as *Shields EKG-EMG* foi necessário incluir o código “*ShieldEkgEmgDemo.ino*”. Assim foi possível adquirir os valores dos dois canais correspondentes a cada um dos elétrodos.

À semelhança do filtro implementado para as análises na ferramenta *BrainBay*, apresentada em 6.2, foi necessário incluir a função “*filtro()*” que realiza a mesma operação de filtragem aos valores dos canais. Para obter o código da função “*filtro()*” recorreu-se à ferramenta *Fiview* [54] desenvolvida por Jim Peters que tem a função de dimensionar, visualizar e comparar filtros digitais através da biblioteca que possui.

Foi realizada uma operação de *Offset* em ambos os canais de forma a obter um valor em repouso aproximadamente igual a “0”. O valor de *Offset* estabelecido em ambos os canais é o resultado da media entre o valor da amostra anterior e da amostra atual.

Para incluir neste código o “Sistema de Controlo” que contém os módulos “Modelação de Sinais” e “Controlador”, desenvolvidos em 6.4.1 e 6.4.2, recorreu-se à geração de código automático da ferramenta “*IOPT-Flow*”.

Obteve-se um ficheiro comprimido, “*SC.zip*”, que contém os três ficheiros “*model-exec-step.c*”, “*model-io.c*” e “*model-types.h*” que juntos representam o módulo “Sistema de Controlo” e que foram então adicionados ao código “*Utilizador-SC.ino*”.

No “model-types.h” são definidas as estruturas e as variáveis externas do módulo, o “model-exec-step.c” serve para realizar cada um dos seus passos de execução e no “model-io.c” são inicializados os seus valores de entrada (neste caso o valor do braço direito “sinal-DRT” e do braço esquerdo “sinal-ESQ”) e retornados os seus valores de saída (“leme” e “vela”).

Foi realizada uma operação para corresponder o valor filtrado de ambos os canais (“A0” e “A1”) aos sinais de entrada do “Sistema de Controlo” (“sinal-DRT” e “sinal-ESQ”). Após executado tanto a “Modelação de Sinais” como o “Controlador” vão ser retornados os valores de controlo do “leme” e da “vela”. Estes valores são enviados para o *Arduino* presente no veleiro e a execução do código volta ao início.

6.4.4 Implementação do Veleiro

Para realizar a implementação no Veleiro foi necessário desenvolver, também em linguagem C, o código “Veleiro.ino” como indicado na figura 6.28.

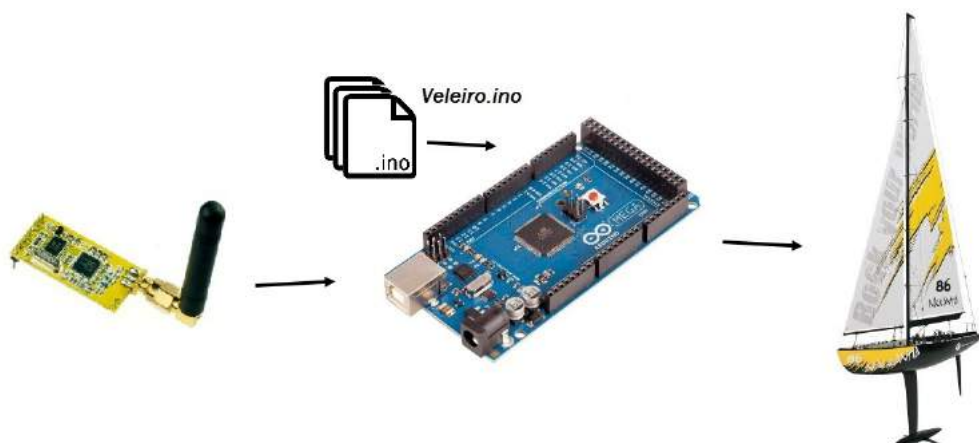


Figura 6.28: Implementação no “Veleiro”.

Foi necessário incluir no código a biblioteca “Servo.h” que possibilita a criação dos dois servos pretendidos (“l” para o leme e “v” para a vela) e a comunicação com os servos do Veleiro. Esta comunicação é estabelecida ligando-se aos canais PWM o servo do leme e o servo da vela.

Implementou-se uma condição inicial que serve para apenas atuar sobre os servos se estiver a receber as suas ações de controlo. As ações que são recebidas são, tal como definidas em 6.4.2, valores entre “0” e “10” para o leme e entre “0” e “20” para a vela.

A estes valores foi necessário ainda implementar uma função que realize a sua conversão para os valores definidos como máximo e mínimo da vela e do leme. Assim no caso do leme um valor entre $[0 ; 10]$ vai ser convertido em um entre $[25 ; 140]$ e no caso da vela um valor entre $[0 ; 20]$ vai ser convertido em um entre $[650 ; 1300]$.

Com os valores convertidos vai atuar-se respetivamente em ambos os servos. Como referido em 6.3, para atuar sobre o servo do leme temos que realizar a escrita em ângulos e para atuar sobre o servo da vela a escrita deve ser feita em micro-segundos. Após executadas as ações de controlo a execução do código volta ao início.

Na figura 6.29 está apresentado através de fluxogramas o funcionamento dos dois códigos implementados e na figura 6.29 está representada a implementação completa.

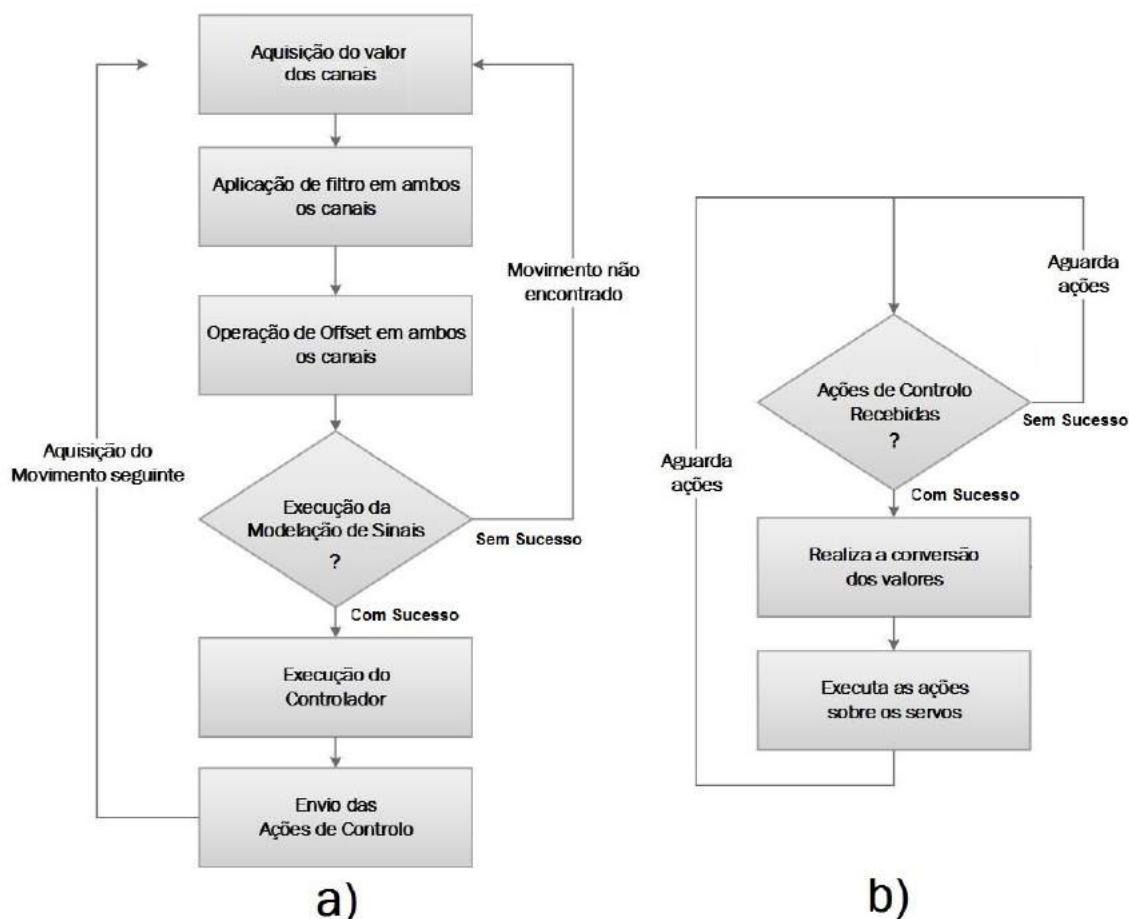


Figura 6.29: Fluxo de funcionamento do código desenvolvido: a) "Utilizador-SC.ino"; b) "Veleiro.ino".

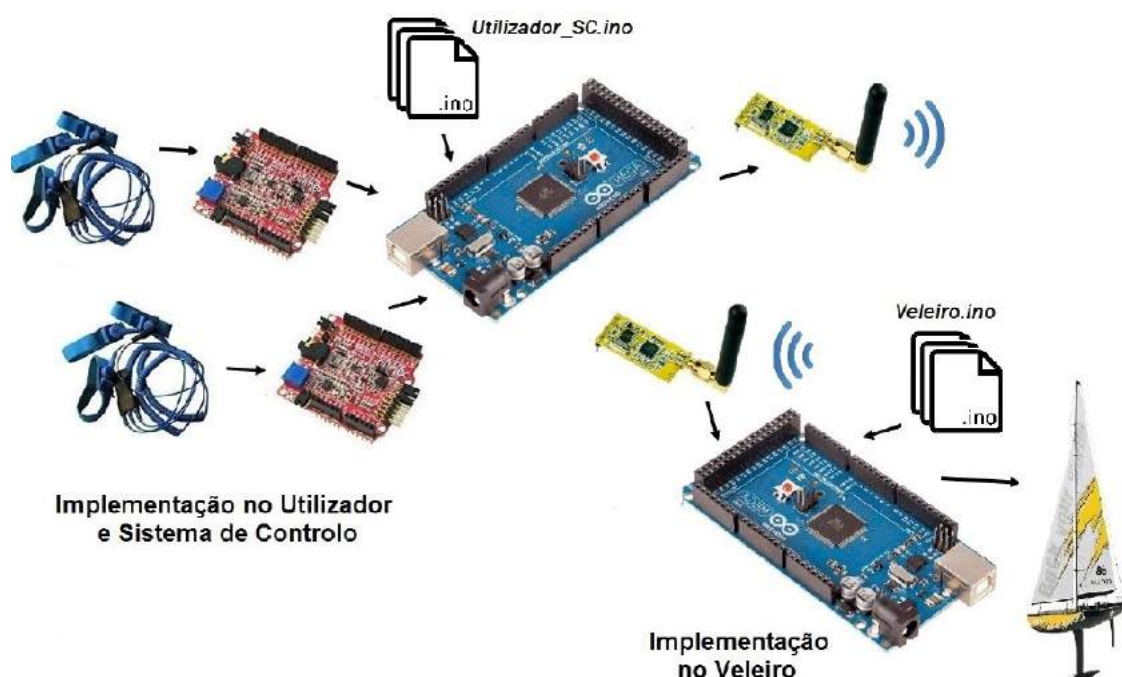


Figura 6.30: Implementação Completa.

6.4.5 Resultados e Discussão

Com base na solução proposta foi desenvolvido e implementado a IHS composta pelos códigos, pela execução do Sistema de Controlo gerado na ferramenta “IOPT-Flow” e que permite comunicar com o veleiro de forma a permitir controlá-lo.

Ao longo dos últimos meses foram realizados testes experimentais com base nos métodos descritos neste documento.

A validação do funcionamento do Controlador foi conseguida gerando o código do seu módulo. Este código foi implementado no *Arduino* presente no Veleiro onde se teve de realizar uma correspondência dos dois canais PWM para controlo dos servos com os cinco eventos que o controlador recebe. Com este método foi possível atuar nos servos do Veleiro.

No processo de validação do módulo de interpretação dos movimentos, apresentado em 6.4.1, foi possível adquirir os movimentos quando se recorreu a utilização de uma *Shiled EKG-EMG*.

Já quando se utilizaram as duas *Shields EKG-EMG* em conjunto, foram observados falsas deteções num braço em repouso quando se realiza um movimento no outro braço.

Posteriormente foi possível resolver estas falsas deteções e ainda se realizou ajustes dos valores dos classificadores dos movimentos de forma a torná-los mais eficientes.

Como anteriormente referido, a aquisição das amostras dos movimentos foi inicialmente realizada recorrendo ao software Brainbay. Na fase de implementação da solução de interface com o Utilizador e Sistema de Controlo notou-se que a aquisição das amostras a serem interpretadas não é a desejada com a mesma frequência de amostragem. Como solução e trabalho futuro será necessário recorrer a um microprocessador com maior capacidade de processamento.

Para conseguir controlar o veleiro com base nesta solução apresentada é necessário que o utilizador esteja a visualizar o veleiro. Na figura 6.31 estão apresentados os comandos de controlo para o utilizador controlar o veleiro durante a sua navegação.

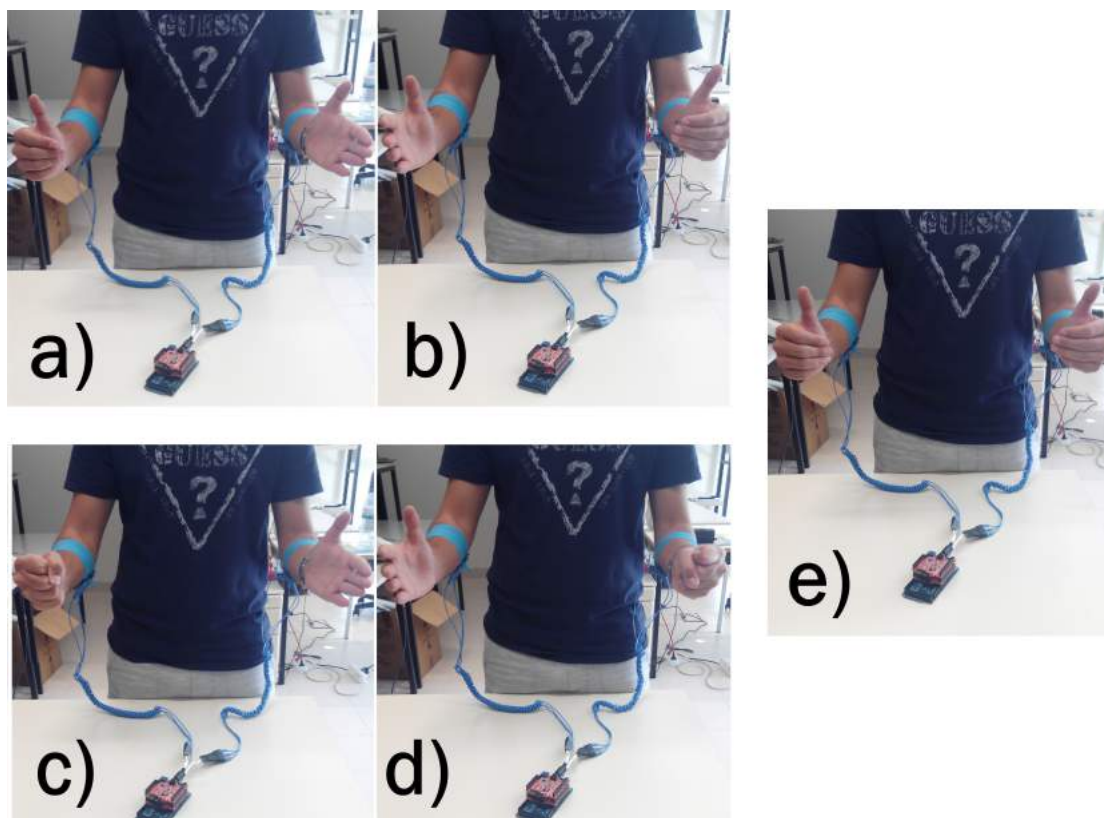


Figura 6.31: a) Fechar a mão direita para Rodar o Leme para estibordo; b) Fechar a mão esquerda para Rodar o Leme para bombordo; c) Fechar com força a mão direita para Caçar a Vela; d) Força com força a mão esquerda para Folgar a Vela; e) Fechar ambas as mãos para realizar uma Mudança de Bordo.

Conclusões e Trabalho Futuro

7.1 Conclusão

Com o finalizar do projeto proposto nesta dissertação torna-se clara a importância que uma “Interação Humano-Sistema” (IHS) tem para o desenvolvimento da tecnologia nomeadamente na elaboração deste tipo de sistemas que permitem a captação dos sinais bioelétricos provenientes dos movimentos dos músculos através da técnica de Eletromiografia. Através da bibliografia estudada foi também possível contextualizar a evolução das IHS’s até aos dias de hoje.

A aplicação deste conjunto composto por um *Arduino* e por *Shields EKG-EMG* permite captar dois movimentos musculares (“Fechar Mão” e “Força Mão”), e sendo com eles possível afetar os comandos de controlo de um determinado *Hardware* de forma natural.

Neste caso, em termos de *Hardware* utilizou-se um veleiro que inclui um outro *Arduino* e possui dois servos a serem controlados (leme e vela) através dos dois movimentos captados e de algumas composições entre eles.

O desenvolvimento e implementação deste projeto possibilitou o recurso de duas tecnologias: a aquisição e interpretação dos movimentos com base na temática dos “Modelos de Interpretação de Sinais” (3.2.5) e a elaboração de um controlador recorrendo às ferramentas “IOPT-Tools” (3.2.6) e “IOPT-Flow” (3.2.7).

Com as diferentes fases deste projeto, é então possível garantir o desenvolvimento e a implementação de outros projetos utilizando as tecnologias que foram abordadas e que estejam inseridos nesta área de aplicação ou em áreas similares (como a Eletrocardiografia e a Eletroencefalografia).

7.2 Adversidades

Utilizando as *Shield EKG-EMG* para captação dos sinais nota-se que esta abordagem tecnológica necessita de superar alguns obstáculos. Um deles é a anulação do ruído pois, na maioria dos casos os sinais que são interessantes de captar estão afetados por ruído e para tentar minimizá-lo pode recorrer-se à implementação de filtros.

Este ruído é resultado de diversos fatores que devem também ser ao máximo minimizados. Entre eles destaca-se o ruído proveniente do ambiente como: as comunicações *WI-FI* e *Bluetooth* e as frequências dos aparelhos ao seu redor como os *Smarthphones*. Outro fator provém dos elétrodos usados que são frágeis e fornecem pouca flexibilidade.

No desenvolvimento dos módulos na ferramenta “IOPT-Flow” foram encontrados alguns obstáculos. O aparecimento destes pequenos problemas deve-se a esta ferramenta estar constantemente em desenvolvimento e numa fase de testes. Como tal, estes obstáculos foram encarados normalmente e a superação dos mesmos permitiu um contributo importante para o fortalecimento da ferramenta.

É de referir que esta superação também só foi possível devido às potencialidades já implementadas na ferramenta. Através destas ferramentas que se encontram disponíveis na “IOPT-Flow”, todos os módulos foram simulados individualmente utilizando o simulador. Com este recurso foi então possível realizar-se os ajustes no desenvolvimento de cada módulo.

Encontrou-se uma limitação no processo de inclusão de um conjunto grande de amostras no simulador. A inclusão torna-se exaustiva dado que é um processo que tem de ser realizado à mão incluindo cada amostra individualmente. A implementação de uma ferramenta como a importação de um ficheiro que contenha as amostras é uma das ferramentas sugeridas a ser incluída na “IOPT-Flow”.

7.3 Trabalho Futuro

Ao trabalho até a data realizado é ainda possível enumerar certas melhorias e novas implementações futuras que sirvam de mais valias ao projeto. Entre as quais sugerem-se:

- Aquisição de mais amostras de vários utilizadores dos movimentos “Fechar Mão” e “Força Mão” com o intuito de ajustar e fortalecer os padrões encontrados, utilizando abordagens de diferentes tecnologias como as Redes Neurais;
- Aquisição de amostras de outros movimentos musculares em diferentes áreas do corpo, como por exemplo nos músculos das pernas com o objetivo de conseguir controlar *Hardwares* que tenham várias ações de controlo;
- Utilização de diferentes técnicas de aquisição como o recurso da Eletrocardiografia. A título de exemplo, que o sistema seja capaz de controlar automaticamente o *Hardware* caso o ritmo cardíaco do utilizador esteja ou não numa situação de stress;
- O desenvolvimento e a implementação de um suporte gráfico que permita informar o utilizador dos valores atuais do sistema e também o controlo das ações do veleiro através do computador;
- A implementação desta IHS, e das suas melhorias, em outros *Hardwares* com o intuito de realizar vários testes do sistema.
- O desenvolvimento e a implementação de uma calibração automática e um registo para cada utilizador. Antes de o utilizador realizar o controlo da navegação do veleiro, registar amostras necessárias de cada movimento de forma a calibrar. Realizar um registo de utilizador para que na próxima navegação realizem-se ajustes aos padrões dos movimentos para esse utilizador.
- Recorrer a um microprocessador com maior capacidade de processamento de forma ao processo da aquisição das amostras ser, com a mesma frequência de amostragem, o desejado para as especificações estabelecidas.

Bibliografia

- [1] L. S. Alves. *Instrumentação Física - Medição de Biopotenciais - o Estado da Arte*. 2013. URL: http://cta.if.ufrgs.br/projects/instrumentacao-fisica/wiki/Medi%C3%A7%C3%A3o_de_Biopotentiaais_-_o_Estado_da_Arte (acedido em 11/02/2016).
- [2] AnatomiaOnline. *Anatomia Online - O site mais completo de anatomia humana*. URL: <http://anatomiaonline.com/musculos/cabeca/cabeca.html> (acedido em 11/02/2016).
- [3] J. Augusto. "Revisão e Discussão da Norma ISO 5807 - 1985 (E) Proposta para Padronização Formal da Representação Gráfica da Linha de Raciocínio Lógico Utilizada no Desenvolvimento da Programação de Computadores a ser Definida no Brasil ." Em: *Revisa eletrônica Thesis*. São Paulo: Faculdade Cantareira, ano 1 (2004), pp. 1–31.
- [4] J. Augusto. *Introdução ao Projecto de Filtros e a Funções de Aproximação*. Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa (DF-FCUL), Lisboa, 2011.
- [5] P. E. Barbosa, F. Ramalho, J. C. de Figueiredo, A. D. d. S. Junior, A. Costa e L. Gomes. "Checking Semantics Equivalence of MDA Transformations in Concurrent Systems." Em: *J. UCS* 15.11 (2009), pp. 2196–2224.
- [6] A. Bhattacharya. *Checking experiments in sequential machines*. John Wiley & Sons, Inc., 1989.
- [7] T. Bonaci, R. Calo e H. J. Chizeck. "App Stores for the Brain : Privacy and Security in Brain-Computer Interfaces". Em: *IEEE Technology and Society Magazine*. Vol. 34. 2. IEEE, 2015, pp. 32–39. ISBN: 9781479949922. DOI: 10.1109/MTS.2015.2425551.
- [8] R. Campos-Rebelo. "Geração automática de código ANSI C a partir de Redes de Petri IOPT". Tese de mestrado. Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2010.
- [9] R. Campos-Rebelo. "Modelização de Eventos: aplicação a modelos de interação do sistema com o ambiente". Tese de doutoramento. Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2016.

- [10] R. Campos-Rebelo, A. Costa e L. Gomes. “Event life time in detection of sequences of events”. Em: *Industrial Technology (ICIT), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE. 2015, pp. 3144–3149.
- [11] K.-Y. Chen, A. Handa, C. Yang, S. Li e S. Patel. “NecX: Enabling Gesture Control Using the Neck”. Em: (2014). URL: http://www.keyuc.com/research/NecX/NecX_2014.pdf (acedido em 09/02/2016).
- [12] N. N. Chu. “Brain–Computer Interface Technology and Development”. Em: *IEEE Consumer Electronics Mag* 4.July (2015), pp. 2162–2248. ISSN: 2162-2248.
- [13] L. Cohen, L. Manion e K. Morrison. *Research Methods in Education*. Human Kinetics, 2013, pp. 274–315. ISBN: 0415195411.
- [14] T. Collins, S. I. Woolley, N. C. Rawson e L. Haroon. “Final-year projects using open source OpenEEG”. Em: *Computer Applications in Engineering Education* (2015). ISSN: 1099-0542.
- [15] Cooking-hacks. *e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi*. 2014. URL: <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical> (acedido em 10/02/2016).
- [16] A. CORRADINI e A. Anacleto. *Tudo Sobre... Corpo Humano - A Maquina da Vida*. DCL DIFUSAO CULTURAL. ISBN: 9788536800981. URL: https://books.google.pt/books?id=6p2SWL67i_IC.
- [17] N. Dame. *Human Computer Interaction*. Springer, 2004, pp. 1287–1332.
- [18] C. De Luca. “The use of surface electromyography in biomechanics”. Em: *Journal of Applied Biomechanics* 13.2 (1997), pp. 135–163. ISSN: 1550-8307. DOI: citeulike-article-id:2515246. URL: citeulike-article-id:2515246.
- [19] DFRobot. *APC220 Radio Communication*. URL: [https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/APC220_Radio_Data_Module\(SKU:TEL0005\)](https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/APC220_Radio_Data_Module(SKU:TEL0005)) (acedido em 02/09/2016).
- [20] M. Eckert e F. Bry. “Complex Event Processing (CEP)”. Em: *Informatik-Spektrum* 32.2 (2009), pp. 163–167. ISSN: 1432-122X. DOI: 10.1007/s00287-009-0329-6. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s00287-009-0329-6>.
- [21] J. Edwards. “Human-Machine Interfaces: Methods of Control [Special Reports]”. Em: *IEEE Signal Processing Magazine* 32.4 (2015), pp. 8–11. ISSN: 1053-5888. DOI: 10.1109/MSP.2015.2412128.
- [22] Emotiv. *Wearables for your brain | EEG*. URL: <https://emotiv.com/> (acedido em 10/02/2016).
- [23] Emotiv Systems. “Brain Computer Interface & Scientific Contextual EEG”. Em: *Emotiv EPOC* (2011). URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Emotiv_Systems (acedido em 08/02/2016).

- [24] J. Evans e A. Abarbanel. *Introduction to quantitative EEG and neurofeedback*. Elsevier, 1999, p. 549. ISBN: 9780123745347.
- [25] L. Gomes e C. Soares. "Low-cost embedded systems design using Statecharts". Em: *5th WSES/IEEE World Multiconference on Circuits, Systems, Communications Computers, CSCC'2001; Julho; Creta, Grécia* (2001), pp. 8–15. URL: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.416.6213&rep=rep1&type=pdf> (acedido em 08/02/2016).
- [26] L. Gomes, J. P. Barros e A. Costa. "Modeling Formalisms for Embedded System Design". Em: *Embedded Systems Handbook* (2005), pp. 5–34. ISSN: 0849328241.
- [27] L. Gomes. "Redes de Petri reactivas e hierarquicas-integração de formalismos no projecto de sistemas reactivos de tempo-real". Tese de doutoramento. 1997.
- [28] L. Gomes. "Redes de Petri e Sistemas Digitais: uma introdução". Em: *Folhas de apoio a Concepção de Sistemas Digitais*, FCT, UNL (1999).
- [29] L. Gomes. "Redes de Petri: Introdução". Em: *Folhas de apoio a Concepção de Sistemas Digitais*, FCT, UNL (2002).
- [30] L. Gomes, J. P. Barros, A. Costa e R. Nunes. "The input-output place-transition Petri net class and associated tools". Em: *Industrial Informatics, 2007 5th IEEE International Conference on*. Vol. 1. IEEE. 2007, pp. 509–514.
- [31] T. T. Group. *Thunder Tiger Group*. URL: <http://thundertiger.com/> (acedido em 02/09/2016).
- [32] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug e G. Rau. "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures". Em: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10.5 (2000), pp. 361–374. ISSN: 10506411. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [33] N. Jarrasse, M. Maestrutti, G. Morel e A. Roby-Brami. "Robotic Prosthetics : Moving Beyond Technical Performance". Em: *IEEE Technology and Society Magazine* 34.2 (2015), pp. 71–79. ISSN: 0278-0097. DOI: 10.1109/MTS.2015.2425813.
- [34] Johns Hopkins Medicine. *Johns Hopkins Medicine, based in Baltimore, Maryland*. URL: <http://www.hopkinsmedicine.org/> (acedido em 11/02/2016).
- [35] O. Kainz. "System for EKG Monitoring". Em: *Editorial Preface* 4.9 (2015), pp. 22–25. URL: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.695.2538&rep=rep1&type=pdf> (acedido em 10/02/2016).
- [36] M. Khan. *Rapid ECG Interpretation*. Springer Science & Business Media, 2008, p. 416. ISBN: 978-1-59745-408-7. DOI: 10.1007/978-1-59745-408-7.
- [37] A. Kleppe, J. Warmer e W. Bast. *The Model Driven Architecture: Practice and Promise*. 2003. Addison-Wesley Professional, 2003. ISBN: 032119442X.

- [38] D. C. Luckham. *The Power of Events: An Introduction to Complex Event Processing in Distributed Enterprise Systems*. Boston, MA, USA: Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 2008. ISBN: 0201727897.
- [39] J. Malmivuo e R. Plonsey. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, USA, 1995. ISBN: 978-0195058239. DOI: 15204804.
- [40] V. Manual. *Vernier Software & Technology*. 2000. URL: <http://www.vernier.com/support/manuals/> (acedido em 11/02/2016).
- [41] P. H. Marchetti e M. Duarte. “Instrumentação em Eletromiografia”. Em: *Lobincubadorafapespbr* (2006), pp. 1–29. URL: <http://demotu.org/pubs/EMG.pdf> (acedido em 10/02/2016).
- [42] A. Materka e P. Poryzala. “High-speed noninvasive brain-computer interfaces”. Em: *Human System Interaction (HSI), 2013 The 6th International Conference on*. IEEE, 2013, pp. 7–12. ISBN: 1467356352.
- [43] L. V. Moran e L. E. Hong. “High vs low frequency neural oscillations in schizophrenia”. Em: *Schizophrenia Bulletin* 37.4 (2011), pp. 659–663. ISSN: 05867614. DOI: 10.1093/schbul/sbr056.
- [44] Neurowear. *Neurowear, Communication for the near future*. URL: <http://neurowear.com/about> (acedido em 11/02/2016).
- [45] Olimex. *Sheild EKG-EMG - Open Source Hardware Board*. 2015. URL: <https://www.olimex.com/Products/IoT/ESP8266-EVB/open-source-hardware> (acedido em 11/02/2016).
- [46] OMG. *OMG - Object Management Group*. URL: <http://www.omg.org/> (acedido em 11/02/2016).
- [47] OpenEEGconsortium. *OpenEEG: EEG for the rest of us*. 2009. URL: <http://openeeg.sourceforge.net/doc/> (acedido em 11/02/2016).
- [48] A. B. Ormsc, C. Burt, D. Dsouza, K. Duddy, W. E. Kaim, W. Frank, S. Iyengar, J. Miller, J. Mischkinsky, J. Mukerji, J. Siegel, R. Soley, S. Tyndal, A. Uhl, A. Watson e B. Wood. *Model Driven Architecture (MDA) Document number ormsc / 2001-07-01*. 2001.
- [49] V. Pantic. *Model Based Environment: A Practical Guide for Data Model Implementation with examples in PowerDesigner*. Trafford Publishing, 2013. ISBN: 1466979682.
- [50] F. Pereira e L. Gomes. “Combining Data-Flows and Petri Nets for Cyber-Physical Systems Specification”. Em: *Doctoral Conference on Computing, Electrical and Industrial Systems*. Springer. 2016, pp. 65–76.
- [51] F. Pereira e L. Gomes. “The IOPT-Flow framework pairing Petri nets and data-flows for embedded controller development”. Em: *The 42nd Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society*. 2016, pp. 24–27.

-
- [52] F. Pereira, F. Moutinho e L. Gomes. *IOPT Tools User Manual*. URL: http://gres.uniniva.pt/iotpt_usermanual.pdf (acedido em 17/06/2016).
 - [53] F. Pereira, F. Moutinho e L. Gomes. "IOPT-tools—Towards cloud design automation of digital controllers with Petri nets". Em: *Mechatronics and Control (ICMC), 2014 International Conference on*. IEEE. 2014, pp. 2414–2419.
 - [54] J. Peters. *Fiview - A Digital Filter Design, Viewing and Comparison tool*. URL: <https://uazu.net/fiview/> (acedido em 10/09/2016).
 - [55] J. L. Peterson. "Petri nets". Em: *ACM Computing Surveys (CSUR)* 9.3 (1977), pp. 223–252.
 - [56] D. Purves, G. J. Augustine, D. Fitzpatrick, L. C. Katz, A.-S. Lamantia, J. O. McNamara e S. M. Williams. "Neuroscience. 2nd". Em: *Sunderland. MA: Sinauer Associates* (2001).
 - [57] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain e F Mohd-Yasin. "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction)." Em: *Biological procedures online* 8.1 (2006), p. 163. ISSN: 1480-9222. DOI: 10.1251/bpo115.
 - [58] C. Sedogbo, P. Bisson, O. Grisvard e T. Poibeau. "Human-system Interaction Container Paradigm". Em: *Human-computer interaction: theory and practice* 1 (2003), p. 406. ISSN: 0805849300.
 - [59] H. R. Shin, E. Masuyer, J. Ferlay, M. P. Curado e Asian Contributors to CI5 IX4. "Cancer in Asia, Incidence rates based on data in cancer incidence in five continents IX (1998-2002)." Em: *Asian Pacific journal of cancer prevention : APJCP* 11 Suppl 2.4 (2010), pp. 11–16. ISSN: 15137368.
 - [60] A. G. Smith. *Introduction to Arduino*. 2011. URL: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction> (acedido em 11/02/2016).
 - [61] F. Truyen. *The Fast Guide to Model Driven Architecture The Basics of Model Driven Architecture*. 2006.
 - [62] K. S. Türker. "Electromyography: Some methodological problems and issues". Em: *Physical Therapy* 73.10 (1993), pp. 659–660. ISSN: 0031-9023. DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.115.301132.
 - [63] J. W. Veigl Christoph. *BrainBay - an OpenSource Biosignal project*. URL: <http://www.shifz.org/brainbay/> (acedido em 15/02/2016).
 - [64] G. Villarrubia, J. F. D. Paz, J. Bajo e J. M. Corchado. "EKG Mobile". Em: *Advanced Science and Technology Letters* 49.SoftTech (2014), pp. 95–100.
 - [65] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson e T. M. Vaughan. "Brain Computer Interface Technology: A review of the first international meeting". Em: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 8.2 (2000), pp. 164–73. ISSN: 1063-6528.

BIBLIOGRAFIA

- [66] P. N. World. *Petri Nets World*. URL: <http://www.informatik.uni-hamburg.de/TGI/PetriNets/> (acedido em 11/02/2016).

A.1 Especificações Sheild-EKG-EMG

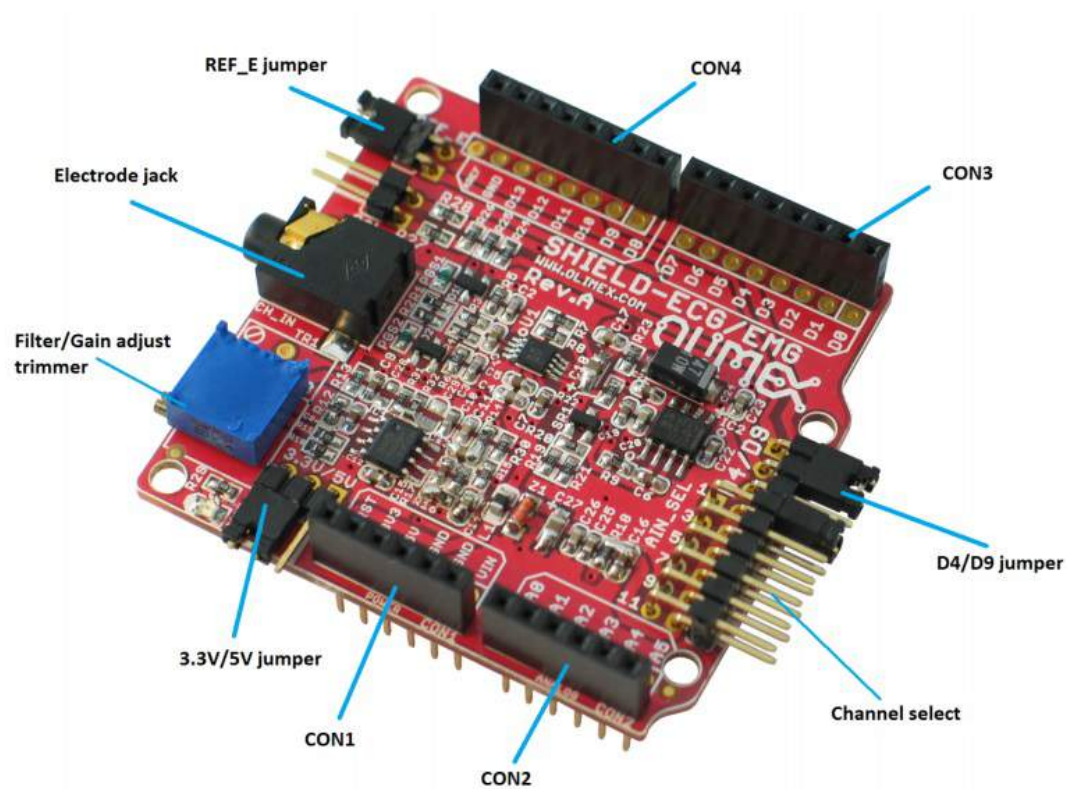


Figura A.1: Top View da *Sheild-EKG-EMG* [45].

Tabela A.1: Especificações da *Sheild-EKG-EMG* [45].

Fabricante	Olimex Ltd.
Tipo de Produto	Shiled para Bio-Feedback
Compatibilidade	Arduino
Alimentação	3.3V - 5V
Licença de Software	Licença GPL
Licença de Hardware	Creative Commons Attribution

Tabela A.2: Especificações de ligação da *Sheild-EKG-EMG* [45].

Pin #	POWER CON1	ANALOG CON2	DIGITAL CON3	DIGITAL CON4
1	RST	A0	D0	D8
2	3.3V	A1	D1	D9
3	5V	A2	D2	D10
4	GND	A3	D3	D11
5	GND	A4	D4	D12
6	Vin	A5	D5	D13
7	-	-	D6	GND
8	-	-	D7	AREF

A.2 Especificações Sheild APC220 Radio Communication

Tabela A.3: Especificações da *Sheild APC220 Radio Communication* [19].

Fabricante	DFRobot
Tipo de Produto	Shield de Comunicação
Compatibilidade	Arduino
Alimentação	3.3V - 5V
Frequência	431 MHz - 478MHz
Receive Buffer	256 bytes
Alcance	1200 (linha reta) a 1200 bps
Interface	UART/TL
Dimensões	37x17x6,5 mm

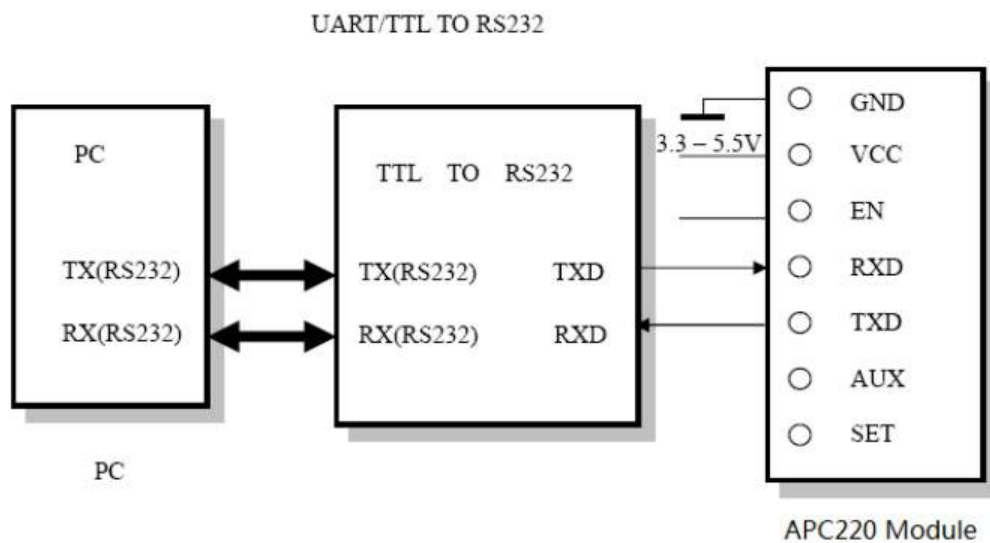


Figura A.2: Especificações de ligação da *Sheild APC220 Radio Communication* com o PC [19].

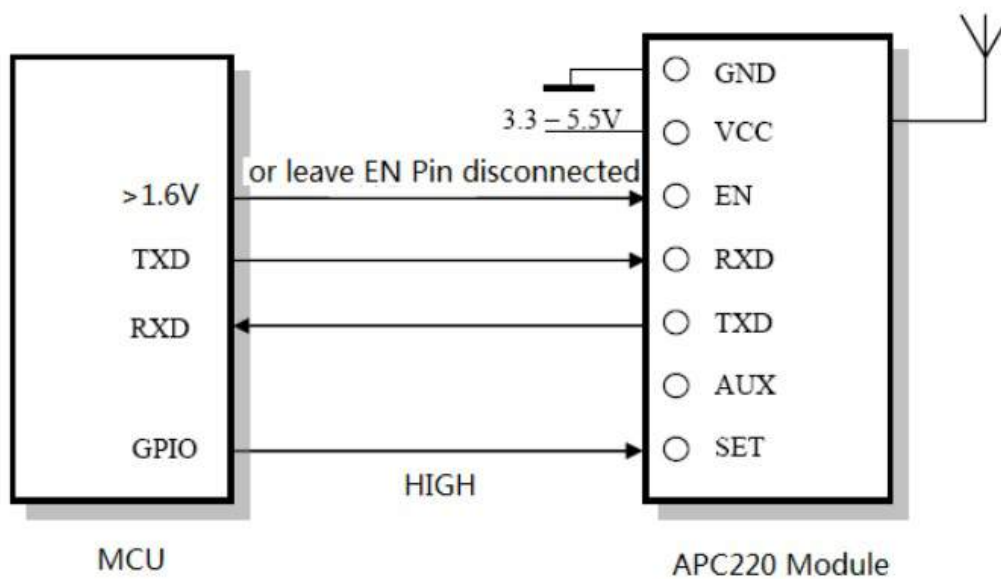


Figura A.3: Especificações de ligação da *Sheild APC220 Radio Communication* com o *Arduino* [19].

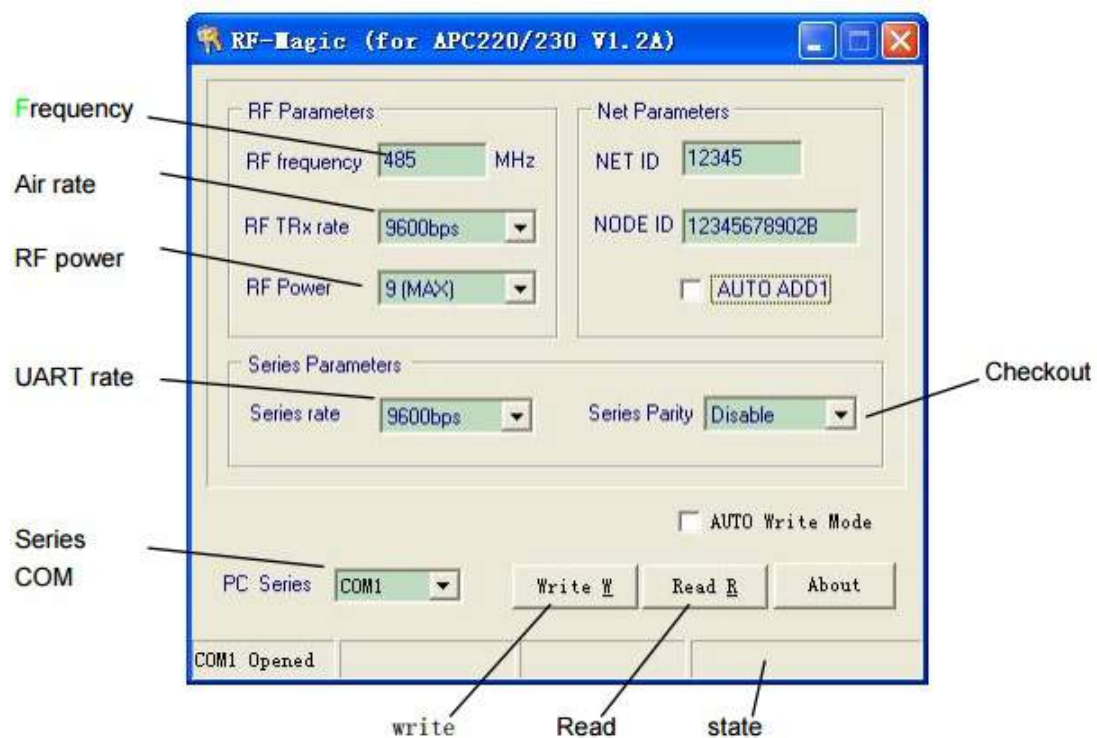


Figura A.4: Especificações da ferramenta *RF-Magic* que serve de recurso para configurar a *Sheild APC220 Radio Communication* [19].

A.3 Especificações do Veleiro Naulantia 1M Racing Yacht



Figura A.5: Componentes do veleiro *Naulantia 1M Racing Yacht* [31].

A.3. ESPECIFICAÇÕES DO VELEIRO NAULANTIA 1M RACING YACHT

Tabela A.4: Especificações do veleiro *Naulantia 1M Racing Yacht* [31].

Fabricante	Thunder Tiger
Produto	Naulantia 1M Yacht
Comunicação	Comando Radio 2 canais
Alimentação	4.8V
Nº de Servos	2 (1 leme e 1 vela)
Receive Buffer	256 bytes
Comprimento	993mm
Comprimento da Viga	172mm
Altura do Mastro	1306mm
Área da Vela	48dm ²
Altura Total	1700mm
Peso Total	3.5Kg